

Aus der
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

DISSERTATION

**Extramedulläre Osteosynthesen
distaler Femurfrakturen-
ein retrospektiver Vergleich eines
Fixateur interne (LISS) mit
nicht winkelstabilen Implantaten**

Zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät Charité
der Humboldt-Universität zu Berlin

von
Matthias Müller
aus Cottbus

Dekan: Prof. Dr. med. Joachim W. Dudenhausen

Gutachter: 1. Priv.- Doz. Dr. med. F. Bonnaire
 2. Priv.- Doz. Dr. med. M. Schütz
 3. Prof. Dr. med. N. Südkamp

Datum der Promotion: 5.5.2003

1	Einleitung	1
2	Frakturheilung	2
2.1	Anatomische Grundlagen	2
2.2	Formen der Knochenbruchheilung	2
2.2.1	Spontane Knochenheilung	3
2.2.2	Direkte Knochenheilung	3
2.2.3	Entwicklung der operativen Frakturversorgung	4
2.3	Extramedulläre Osteosynthese	4
2.4	Intramedulläre Osteosynthese	5
3	Versorgung distaler Femurfrakturen	7
3.1	Plattenosteosynthese	7
3.1.1	Repositionstechnik	7
3.1.2	Chirurgischer Zugang	7
3.1.3	Implantatplatzierung	7
3.1.4	Komplikationen der Plattenosteosynthese	8
3.2	Marknagelosteosynthese	10
3.2.1	Antegrade versus retrograde Technik	10
3.2.2	Aufgebohrte versus unaufgebohrte Technik	10
4	Entwicklung der extramedullären Implantate zum Fixateur interne	12
4.1	DCP	12
4.2	LC-DCP	12
4.3	PC-Fix	13
4.4	LISS	14
4.5	Entwicklung des Implantatmaterials	15
4.5.1	Stahl	15
4.5.2	Titan	15
4.5.3	Titanlegierungen	16
4.5.4	Materialvergleiche	17
5	Herleitung der Aufgabenstellung	19
5.1	Zielsetzungen	19
5.2	Hypothesen	20
6	Methodik	21
6.1	Datenerfassung	21
6.2	Der Erhebungsbogen	21
6.2.1	Daten	21
6.2.2	Anamnese	21
6.2.3	Status	22
6.2.4	Therapie	22
6.2.5	Verlauf	22
6.3	Nachuntersuchungsbogen	22
6.4	Fragebogen	23
6.5	Statistische Auswertung	23

7	Ergebnisbeschreibung	24
7.1	Studienpatienten	24
7.1.1	Allgemein	24
7.1.2	Trauma	24
7.1.3	Versorgung	26
7.1.4	Hämatome	27
7.1.5	Infektion	28
7.1.6	Verzögerte Knochenbruchheilung	28
7.1.7	Implantatversagen	30
7.1.8	Sekundäroperationen	31
7.1.9	Sonstige Komplikationen	32
7.2	Ergebnisse der Nachuntersuchung	32
7.2.1	Fehlstellungen	32
7.2.2	Zeit der knöchernen Konsolidierung	33
7.2.3	Bewegungsausmaß	33
7.2.4	Neer Score	34
7.2.5	Lysholm Score	34
8	Diskussion	35
8.1	Patientendaten	35
8.1.1	Allgemein	35
8.1.2	Trauma	37
8.1.3	Versorgung	38
8.2	Komplikationen	41
8.2.1	Infektion	41
8.2.2	Verzögerte Knochenbruchheilung	41
8.2.3	Implantatversagen	43
8.2.4	Sekundäroperationen	45
8.3	Ergebnisse der Nachuntersuchung	46
8.3.1	Fehlstellungen	47
8.3.2	Zeit der knöchernen Konsolidierung	49
8.3.3	Bewegungsausmaß	49
8.3.4	Neer und Lysholm Score	52
8.4	Weitere komplikationsbeeinflussende Faktoren	54
8.4.1	Repositionstechnik	54
8.4.2	Chirurgischer Zugang	54
8.4.3	Technik der Implantatplatzierung	54
8.4.4	Implantate und Implantatmaterial	54
8.4.5	Andere Einflüsse	55
8.5	Interpretation und Schlussfolgerung	55
9	Zusammenfassung	58
10	Literaturverzeichnis	59

1 Einleitung

„Frakturen im distalen Drittel des Femurs verblüffen immer noch den Chirurgen. Seien sie transversal oder schräg oder Trümmerfrakturen, suprakondylär oder intrakondylär in einer T, Y oder V Form, ihre Behandlung ruft wegen der beständig schlechten Resultate immer noch viel Streit hervor.“ [205]

Auch 36 Jahre nach dieser Aussage Stewarts wird nach den optimalen Versorgungskonzepten gesucht. Die Schwierigkeiten bei der Versorgung der distalen Femurfrakturen lassen sich schon aufgrund ihrer Ätiopathogenese und ihrer Inzidenz vermuten. Die distalen Femurfrakturen entstehen hauptsächlich entweder durch Hochenergietraumata, häufig im Rahmen von Mehrfachverletzungen, diese dann selbst eine optimale Versorgung und Nachbehandlung der Femurfraktur limitieren. Sie können aber auch durch Niedrigenergietraumata entstehen, von denen osteoporotische Frakturen und periprothetische Frakturen hervorzuheben sind. Geht man von bekannten multinationalen Inzidenzen [10, 18] aus, würde das für Berlin mit circa 3,5 Millionen Einwohnern und 76 Krankenhäusern [201] bedeuten, dass bei einer gleichmäßigen Verteilung pro Klinik jeden zweiten Monat eine distale Femurfraktur zu therapieren wäre.

Die Therapiekonzepte sind mit konservativer und operativer Therapie, wie extra- und intramedulläre Verfahren und primärem alloarthroplastischer Ersatz vielgestaltig [113, 176, 200]. Die Ergebnisse bei der Versorgung von distalen Femurfrakturen waren mit einer nicht geringen Zahl von Infektionen, Pseudarthrosen und Fehlstellungen belastet [150, 194, 239]. Wegen dieser Komplikationen wurde bis in die siebziger Jahre von einer routinemäßigen operativen Versorgung dieser Frakturen abgeraten [149, 194, 205]. So bevorzugten zum Beispiel 1972 über 60% der amerikanischen Chirurgen die konservative Therapie einer transversalen suprakondylären Fraktur [173]. Erst als geeignete Implantate zur Verfügung standen und gute Ergebnisse publiziert wurden, wandelte sich die Behandlung zur operativen Therapie [73, 181, 220, 221].

Bei der extramedullären Osteosynthese, auf die sich diese Arbeit fokussiert, haben sich in den letzten Jahren interessante Entwicklungen vollzogen. Osteosynthesematerialien, die Repositionstechnik, die Technik der Implantatplatzierung und die Implantate selbst, bei denen die Entwicklung zu winkelstabilen Systemen gegangen ist, haben sich grundlegend geändert. Die klinischen Ergebnisse der winkelstabilen Implantate sind vielfältig publiziert worden [29, 54, 58, 111, 123, 179, 192].

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Ergebnissen eines dieser winkelstabilen Implantate, dem LISS (Less Invasive Stabilization System, Synthes), das seit 1996 in unserer Klinik Verwendung findet. Die Ergebnisse des LISS bei der Osteosynthese distaler Femurfrakturen wurden mit Ergebnissen konventioneller Plattenosteosynthesen am distalen Femur, die ebenfalls an unserer Klinik durchgeführt wurden, in einer retrospektiven Studie verglichen. Mit diesem klinikinternen Vergleich sollten die Probleme, die beim Vergleichen verschiedener Studien auftreten (wie nicht einheitliche Definitionen bei Infektion [78], Pseudarthrose oder Fehlstellung [170], untersucherabhängige Bewertungsschemata, verschiedene klinikinterne Therapiestandards) minimiert werden.

2 Frakturheilung

2.1 Anatomische Grundlagen

Wegen der grundlegenden Bedeutung der Vaskularisation des Knochens bei der Frakturheilung und bei der Entstehung von Komplikationen soll die Blutversorgung des Röhrenknochens hier kurz beschrieben werden.

Das afferente vaskuläre System besteht aus drei Komponenten:

1. Metaphysäre Arterie
2. Nutritialgefäße, die in die Diaphase im Schutz einer fascialen Anheftung eindringen, ohne Kollateralen abzugeben und in der Markhöhle sich in aufsteigende und absteigende Medullararterien teilen. Diese teilen sich in Arteriolen auf und versorgen die endostale Kortikalis. An den Enden des Markkanals verbinden sich terminale Anastomosen der auf- und absteigenden Medullararterien mit terminalen Anastomosen, die aus den metaphysären Arterien hervorgehen. Obwohl die Medullararterien hauptsächlich zur arteriellen medullären Versorgung beitragen, ist die metaphysäre Arterie über oben erwähnte Anastomosen in der Lage, die angrenzende Diaphyse zu versorgen, sollte es bei der Fraktur zur Zerstörung der medullären Arterie gekommen sein. Das medulläre vaskuläre System trägt hauptsächlich zur vaskulären Versorgung der Kortikalis bei.

3. Periostale Arteriolen, die im Schutz der Faszienanheftungen (z.B. Linea aspera) rechtwinklig die Kortikalis erreichen, versorgen den äußeren Teil (ein Drittel bis ein Viertel) der Kortikalis. Obwohl auch sie mit vom Markraum stammenden Gefäßen Anastomosen bilden, ist es ihnen nicht möglich, bei einem Ausfall der Nutritialarterie die Perfusion des Markraumes zu gewährleisten [169]. Üblicherweise ist die Richtung des Blutflusses zentrifugal, von medullär nach periostal [168]. Sollte es sich jedoch um eine dauerhafte Beeinträchtigung der medullären Perfusion handeln (z.B. intramedulläre Osteosynthese) kann sich der Blutfluss umkehren und es resultiert ein transkortikaler zentripetaler Fluss.

Wichtiger als die arterielle Versorgung scheint die venöse Drainage des Periosts zu sein. Wird nun der Abfluss des Blutes durch Applikation von Osteosynthesematerial gestoppt, wird die Perfusion der gesamten Kortikalis unter dem direkt aufliegenden Material gestoppt. Die intrakortikale Durchblutungsstörung kann man am ehesten als Infarzierung der Kortikalis bei venöser Stase erklären [63]. Handelt es sich dabei um eine begrenzte Zone, kann die Perfusion durch ossäre Remodulation wieder hergestellt werden. Handelt es sich aber um eine extensive Beeinträchtigung des Abflusses und damit der kortikalen Perfusion, können größere Teile der Kortikalis über längere Zeit nekrotisch bleiben.

Diese Durchblutungsstörung kann durch einfachen Kontakt (z.B. Implantat) hervorgerufen werden, der dafür notwendige Druck ist sehr klein [155]. Es genügt sogar ein Abstand eines Implantates zur Kortikalis unter 40 µm, um die Funktion der Blutgefäße zu behindern [129]. Die Auswirkungen dieser Durchblutungsstörungen werden ausführlich im Kapitel 4 besprochen.

2.2 Formen der Knochenbruchheilung

Bei der Frakturheilung unterscheidet man die natürliche Knochenheilung von der Knochenheilung bei absoluter Stabilität. Die wertenden Begriffe „sekundäre Knochenheilung“ respektive „primäre Knochenheilung“ sollten daher nach einem Vorschlag von Perren zugunsten der Begriffe „spontane Knochenheilung“ beziehungsweise „direkte Knochenheilung“ verlassen werden [207].

2.2.1 Spontane Knochenheilung

Die spontane Knochenheilung kann man bei nicht operativ behandelten Frakturen ebenso beobachten wie bei Osteosynthesen, die kleinste Relativbewegungen zulassen [146]. Zuerst verbreitern Osteoklasten den Frakturspalt, danach setzt auf beiden Seiten die Bildung einer Kallusmanschette ein. Die Kallusmanschetten beginnen, etwas hinter der Knochenbruchstelle liegend, aufeinander zuzuwachsen. Die Verbreiterung des Frakturspalts ist in den frühen Stadien der Knochenheilung für die Dehnungstoleranz des Gewebes wichtig. Dadurch verteilt sich die Deformation auf mehr Gewebe, so dass die Dehnungstoleranz nicht überschritten wird [154]. Die Gewebedehnbarkeit bzw. Bruchelongation von Granulationsgewebe liegt bei 100%, von ausdifferenziertem Bindegewebe bei 15% und von lamellärem Knochen bei 2% [238]. Die Differenzierungskaskade des Gewebes und die veränderten Hebelverhältnisse erleichtern dabei die Frakturheilung [157]. Dabei ist der Durchmesser dieses periostalen Kallus entscheidend für die Steifigkeit, da diese mit der vierten Potenz des Durchmessers zunimmt [154].

Die Möglichkeit der gewollten „spontanen Knochenheilung“ bei der Plattenosteosynthese wurde 1981 von Kleining und Hax vorgestellt [107]. Diese Publikation der Überbrückungsosteosynthese ergab im Vergleich zur anatomischen Reposition geringere Infektionsraten und eine deutlich kürzere Zeit bis zur knöchernen Durchbauung [107]. Diese Überbrückungsosteosynthese wird bei der Versorgung von Mehrfragmentfrakturen akzeptiert [206], bei der Versorgung von einfachen Frakturen wird von der AO jedoch die stabile Osteosynthese mit Kompression gefordert [147]. Einzelne Autoren fordern die „elastische“ Plattenosteosynthese auch bei der Versorgung von einfachen Frakturen [206]. In der Publikation von Schmidmann et al. konnten gute Ergebnisse der überbrückenden Plattenosteosynthese bei einfachen diaphysären Femurschaftfrakturen gezeigt werden [186].

2.2.2 Direkte Knochenheilung

Schon 1914 gebrauchte Lane im Anschluss an eine Plattenosteosynthese den Begriff der primären Knochenheilung [126]. 1956 konnte nach einer Plattenosteosynthese das histologische Bild der Spaltheilung gezeigt werden [11] und 1963 wurde die Kontaktheilung nach Kompressionsplattenosteosynthese als Form der direkten Knochenheilung histomorphologisch beschrieben [182].

Die „direkte Knochenheilung“, die durch fehlende Resorption und fehlende Kallusbildung charakterisiert ist, wurde lange Zeit als gezielte Reaktion des Knochens auf eine Fraktur bei absolut stabiler Osteosynthese interpretiert [146, 183]. Bei der Kontaktheilung werden zwischen den Fragmenten durch Osteoklasten longitudinale Abbauzonen geschaffen. Diese werden danach vaskularisiert und mit Osteoblasten ausgefüllt, die mit neuem Lammellenknochen das Havers'sche System wieder herstellen. Heute ist bekannt, dass diese Art der Frakturheilung ein Zufallsprodukt des Havers'schen Umbaus ist, das die Neovaskularisation der Knochennekrosen ermöglicht [154, 208]. Im Schutz einer absolut stabilen Osteosynthese wird die Fraktur durch lamellär aufgelagerten Knochen oder Knochenbrücken verbunden [159]. Da die Kompression und die stabilisierende Funktion von konventionellen Platten nur einige Wochen bis Monate anhält [24], beginnt ein Wettlauf zwischen der zunehmenden biologischen Stabilität und der abnehmenden mechanischen Stabilität.

2.2.3 Entwicklung der operativen Frakturversorgung

Obwohl verschiedene Osteosyntheseverfahren schon vor mehreren Jahrhunderten angewendet wurden, begann das neuere Zeitalter der Osteosynthese erst mit zwei wichtigen Entdeckungen: der Narkose und der Antisepsis. Die Entdeckung des Distickstoffoxids (Lachgas) durch Priestley 1772 und die Entdeckung seiner schmerzstillenden Wirkung durch Davy 1799 machte sich Long bei einem kleineren chirurgischen Eingriff 1842 zunutze und 1844 Wells mit der ersten Lachgasnarkose. Die erste öffentliche Demonstration einer Lachgasnarkose fand durch Morton 1846 statt (nach [122]).

Mit der von Semmelweis 1846 eingeführten Desinfektion mit Chlorkalk begann das antiseptische Zeitalter. Nachdem Lister empirisch mit Phenol ein Antiseptikum gefunden hatte und diese Ergebnisse 1873 im Lancet publizierte (nach [122]), begannen sich die Osteosynthesen langsam von lebensbedrohlichen chirurgischen Prozeduren zu Routineverfahren zu entwickeln.

2.3 Extramedulläre Osteosynthese

1886 wurde von Hansmann anhand von 21 behandelten Fällen [237] „Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen“ beschrieben [79]. Sieht man sich die Originalzeichnung von Hansmann an, kann man zwei interessante Dinge beobachten: erstens finden bei dieser extramedullären Osteosynthese monokortikale Schrauben Verwendung und zweitens kann durch eine breitflächige Auflage der vernickelten Stahlschrauben auf dem Stahlblech eine Winkelstabilität vermutet werden [237](Abb. 1).

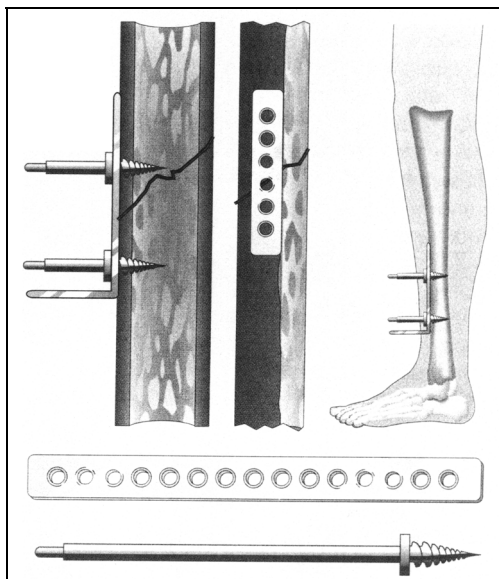


Abb. 1: Die Plattenosteosynthese nach Hansmann [237]

1907 prägte Lambotte den Begriff der „Osteosynthese“, neben dem Fixateur externe entwickelte er in seiner eigenen Werkstatt zahlreiche Schrauben und Platten [125]. Ein anderer Arzt, der Londoner Chirurg William Lane, konnte zwar mit seinen internen Osteosyntheseergebnissen nicht überzeugen, er berichtete aber durch seine peinlich genaue antiseptische Technik über keine einzige Infektion (nach [30]).

1947 veröffentlichte Danis seine Arbeit „Theorie und Praxis der Internen Fixation“ [41], in der er die Entwicklung einer speziellen Kompressionsplatte vorstellte. Er beobachtete, dass viele dieser Frakturen

ohne sichtbaren periostalen oder endostalen Kallus heilten, was er als „primäre Knochenheilung“ bezeichnete. In den fünfziger Jahren traf der Schweizer Chirurg Müller mit Danis zusammen und war von dessen Arbeiten so begeistert, dass er mit anderen Chirurgen 1958 die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) gründete, um die Grundlagen und wissenschaftlichen Zusammenhänge einer idealen Osteosynthese zu erforschen (nach [30]). Aus den entstandenen Forderungen an eine hohe mechanische Stabilität mit interfragmentärer Kompression entstanden 1963 die erste AO-Kompressionsplatte [145], danach 1966 die DCP (dynamic compression plate) [3].

In der weiteren Entwicklung wurde dem Einfluss der Durchblutung und des Material auf die Komplikationsraten Rechnung getragen und die LC-DCP (limited contact dynamic compression plate) aus Titan entwickelt und 1987 zum ersten Mal implantiert [130].

In der neueren Zeit wurden die biologischen Gesichtspunkte der Frakturheilung „wieder entdeckt“. Die Beachtung der Knochenbiologie spiegeln sich in der Modifikation verschiedener Techniken wieder: in der Repositionstechnik, in neuen chirurgischen Zugangskonzepten, in der Technik der Implantatplatzierung und in der Materialforschung, die weiter unten ausführlicher beschrieben werden.

2.4 Intramedulläre Osteosynthese

Die ersten Berichte über intramedulläre Schienungen datieren in das 16. Jahrhundert, die Schienen waren aus Holz und dienten zur Behandlung von Pseudarthrosen (nach [50]). Danach wurde Knochen oder Elfenbein als resorbierbare Implantate zur Therapie von Pseudarthrosen genutzt.

Zur Versorgung von frischen Frakturen wurde 1886 die intramedulläre Osteosynthese von Bircher vorgestellt und empfohlen [21]. Ein Verriegelungsnagel wurde von Gluck erstmalig 1890 beschrieben [67]. Neue Materialien wurden erprobt, 1913 wurden Nägel aus Silber [190], 1914 aus Stahl implantiert [84]. Bis zum Anfang des 19. Jahrhunderts war die intramedulläre Osteosynthese ein offenes Verfahren: nach Darstellung der Fraktur wurde das Implantat direkt in den Markraum eingesetzt [85].

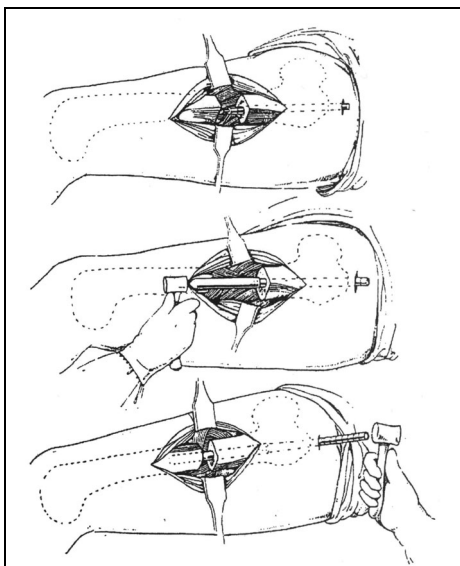


Abb. 2: Hey Groves' Technik der Marknagelosteosynthese des Femur (nach [85])

Ungeachtet seiner Erfindungen konnte Ernest Hey Groves nicht mit den Infektionsraten bei seinen Marknagelungen überzeugen und wurde wegen dieser als „septic Ernie“ verspottet (nach [30]). Ein weiterer entscheidender Fortschritt zur frakturfernen Einbringung des Osteosynthesematerials wurde

von Martin und King gemacht: 1922 nutzten sie laut Mears Röntgengeräte, um Nägel in das Femur einzutreiben [133]. Der erste Nagel aus rostfreiem Edelstahl wurde 1925 implantiert [198], der Nachweis, dass rostfreier Edelstahl und Vitallium (eine Kobaltlegierung) biologisch inert sind, wurde 1936 erbracht [228].

1932 wurde erstmals eine geschlossene Technik bei der intramedullären Osteosynthese von Johnson und Jerusalem angewendet und mit Hilfe eines Zielgerätes der Schenkelhals genagelt [95, 96]. Diese Technik legte den Grundstein für Küntschers Forschungen hinsichtlich der Biomechanik und der Form der Implantate. Küntscher entwickelte zusammen mit seinem Mitarbeiter Pohl verschiedene Nagelprofile, die durch ihre Form (V-Profil oder Kleeblattprofil) dem Nagel eine Querelastizität verliehen [112]. Im November 1939 wurde dann in Kiel die erste Marknagelung einer subtrochantären Femurfraktur durchgeführt (nach [36]). Durch die nichtaufgebohrte Insertion war das Stabilisierungsprinzip zu dieser Zeit eine Vielpunktverklebung. Durch diese Verklebung zwischen dem querelastischen Implantat und dem Knochen war die Indikation aber auf relativ einfache Frakturen in Schaftmitte begrenzt [112].

1942 wurde von Maatz die aufgebohrte Marknagelung eingeführt [56]. Durch die Aufbohrung konnte das Indikationsspektrum auf proximale, distale und komplexe Frakturen erweitert werden, weiterhin konnten größere Implantatdurchmesser verwendet werden.

Modny und Bambara stellten 1953 den ersten modernen Verriegelungsnagel vor, der die Insertion von Schrauben aus verschiedenen Richtungen erlaubte [142]. Damit hatte sich das Stabilisierungskonzept von einer Vielpunktverklebung zu einer Bolzung mit Verriegelung entwickelt [112].

In den achtziger Jahren wurde wieder das Konzept der nichtaufgebohrten Nagelung wieder entdeckt. Verschiedene Gruppen in Europa (Ender, Arens) und Nordamerika (Lottes, Rush) verwendeten Marknägel in unaufgebohrter Technik mit geringem Durchmesser und fehlender Verriegelungsmöglichkeit. Sie waren deshalb für Trümmerfrakturen oder außerhalb der Diaphyse gelegenen Frakturen nicht geeignet (nach [112]).

In den neunziger Jahren wurde dann von Haas et al. der solide, unaufgebohrte Tibianagel vorgestellt [75]. 1994 wurde von Melcher et al. tierexperimentell nachgewiesen, dass die Infektanfälligkeit bei soliden Marknägeln geringer ist als bei nichtsoliden Nägeln [134]. Weiterhin wurden beim Aufbohren des Markraumes eine kompromittierte kortikale Blutversorgung [100], ein erhöhtes Risiko für eine Infektion im Tiermodell [136] und in die Lungenstrombahn eingeschwemmte Thromben mit einer gesteigerten ARDS-Rate [231] nachgewiesen. Auch wurde tierexperimentell bestätigt, dass kleine, nicht verklemmte Nägel die kortikale Blutversorgung weniger schädigen als eng sitzende Nägel [91]. Aufgrund dieser Überlegungen und Ergebnisse wurden kleine, solide Verriegelungsnägel für das unaufgebohrte Einbringen für verschiedene Knochen entwickelt. Weiterhin wurden die distalen Verriegelungen verbessert (Spiralklinge oder veränderte geometrische Anordnung der Verriegelungsbolzen), um die Stabilität vor allem in Knochen minderer Qualität zu verbessern.

3 Versorgung distaler Femurfrakturen

3.1 Plattenosteosynthese

Die Plattenosteosynthese am distalen Femur hat sich vor allem bei der Repositionstechnik, dem chirurgischen Zugang und bei der Technik der Implantatplatzierung gewandelt. Die Entwicklung der Implantate wird im Kapitel 4 gesondert besprochen.

3.1.1 Repositionstechnik

Um die Ablösung der Weichteile von der Fraktur zu minimieren und damit die Frakturheilung zu verbessern, wurde bei extraartikulären Frakturen die offene, anatomische Reposition zu Gunsten der geschlossenen indirekten Reposition verlassen [25, 97, 115, 152]. Die geschlossene Reposition war eine Voraussetzung für die Anwendung von „biologischen“ oder minimal invasiven Osteosynthesen.

3.1.2 Chirurgischer Zugang

Der laterale Zugang, bei dem die Perforansgefäße und die Vasa genus superiores ligiert werden, war lange Zeit Standard, weil er die geforderte [147] anatomische Reposition von Schaft und Metaphyse ermöglichte [51]. Wird über diesen Zugang versucht, eine für die Gelenksrekonstruktion ausreichende Übersicht bei intraartikulären Frakturen zu erreichen, kann dies trotz einer Erweiterung nach distal [147] nicht mit einer schonenden Weichteilbehandlung gelingen [51].

Das Verstehen der möglichen Konsequenzen der extensiven Exposition der Fraktur führte zur Entwicklung von minimal invasiven Operationstechniken und neuen Zugangskonzepten. Verschiedene Arbeiten beschäftigten sich mit den Unterschieden zwischen dem konventionellen Zugang und den minimal invasiven extraartikulären Zugängen. Tierexperimentell wurde beobachtet, dass die periostale Durchblutung beim konventionellen lateralen Zugang am Femur stärker beeinträchtigt wird [17, 51, 52, 115]. Auch bei der Bruchfestigkeit und der Knochenheilung (Frakturspaltüberbrückung, Kallusanbindung und Fragmentvitalität) konnte die Überlegenheit der minimal invasiven Technik demonstriert werden [17]. Nichtsignifikant geringere Infektionsraten konnten Arens et al. für die minimal invasive Technik an der Tibia beschreiben [8]. Auch klinisch hat sich bestätigt, dass sich mit den unterschiedlich bezeichneten minimal invasiven Osteosynthesen („Überbrückungs“- [16], „biologische“-[35] und „durchgeschobene“ Plattenosteosynthese [230]) sehr gute Ergebnisse erzielen lassen [16, 106, 216]. Während sich die oben erwähnten minimal invasiven Zugänge am Femurschaft und am distalen Femur bewährten, wurde für die Versorgung intraartikulärer Frakturen ein anderes Versorgungskonzept etabliert. Die Rekonstruktion der Gelenksfrakturkomponenten erfolgt über eine laterale Arthrotomie, die nach proximal zwischen M. vastus lateralis und M. rectus femoris erweitert wird, die Fixierung des rekonstruierten Gelenksblockes an den Schaft erfolgt dann wieder mit einer gedeckten Technik [117]. Mit dieser transartikulären minimal invasiven Technik wurden erste viel versprechende Ergebnisse erzielt [116, 117].

3.1.3 Implantatplatzierung

Da mit der „biologischen“ Osteosynthese eine „elastische“ biologische Osteosynthese in überbrückender Technik gemeint sein kann [82, 107] oder eine „rigide“ biologische Osteosynthese [16, 106], ist diese Bezeichnung etwas unglücklich und ungenau [35].

Bei der „biologischen elastischen“ Osteosynthese wird bewusst auf eine Kompression des Frakturspaltes mit Plattenspanner, interfragmentären Schrauben oder durch dynamisches Besetzen Plattenlöcher verzichtet. Weiterhin wird auf unbesetzte Schraubenlöcher über der Fraktur geachtet [206].

Bei der „biologisch rigiden“ Osteosynthese wird zwar auch auf das Freilegen der einzelnen Fragmente verzichtet, es wird aber in üblicher Kompressionstechnik stabilisiert. Baumgaertel und Gotzen zum Beispiel verwendeten bei der rigiden „biologischen“ Plattenosteosynthese bei Mehrfragmentfrakturen in 8,3% freie Zugschrauben und übten in 87,5% der Fälle eine axiale Kompression aus [16]. Tierexperimentell wurden von Heitmeyer et al. die Steifigkeit der Frakturzone im Verlauf der Heilung bestimmt, dabei konnte eine Überlegenheit der „biologischen elastischen“ Überbrückungsosteosynthese gegenüber der anatomischen Reposition festgestellt werden [81]. Auch klinisch konnte diese Überlegenheit mit sehr guten Ergebnissen bei Mehrfragmentfrakturen des Femurs vereinzelt bestätigt werden [82, 186, 216]. Auch bei einfachen Frakturen wurde die elastische Plattenosteosynthese erfolgreich angewendet, Schmidtman et al. publizierten in einer kleineren Studie 5,8% Weichteilinfekte und keine Pseudarthrose [186].

3.1.4 Komplikationen der Plattenosteosynthese

Die Infektion sei als erste Komplikation genannt, die möglichen Ursachen für das Entstehen einer Infektion sind weiter oben benannt worden. In neueren Publikationen findet man Infektionsraten von 0% bei der überbrückenden Plattenosteosynthese bei Mehrfragmentfrakturen des Oberschenkels [230] bis zu 25% bei der operativen Versorgung von distalen Femurfrakturen mit einer Kondylenplatte [80].

Eine weitere wichtige Komplikation ist die verzögerte Frakturheilung bis hin zur Entwicklung einer Pseudarthrose. Unter anderem werden folgende Ursachen der gestörten Knochenheilung diskutiert [207]:

- Mangelnde Knochendurchblutung und damit Entwicklung einer Knochennekrose
- Instabilität zum falschen Zeitpunkt
- Ungenügender Kontakt der Fragmente

Es ist bekannt, dass die Grenzzone einer jeden Fraktur nekrotisch wird [195], eine Revaskularisation über das Gefäßnetz aber erfolgen kann. Sind die periostalen und medullären Gefäße aber zerstört, kommt die Knochenheilung entweder zum Stillstand oder es erfolgt eine Revaskularisation von der vitalen Grenzzone beginnend durch Havers'schen Umbau. Die Voraussetzung dafür ist aber eine stabile Osteosynthese. Kommt es in dieser Phase zu einer die Bruchelongation übersteigenden Dehnung, brechen die Knochenbrücken und die Frakturheilung kommt vorübergehend oder dauerhaft zum Stillstand. Die Gefahr ist dann eine aseptische Sequestrierung der Fragmente [207]. Auch mangelnder Fragmentkontakt kann ursächlich für eine verzögerte Knochenbruchheilung sein. Bei stabiler Osteosynthese wird durch den fehlenden Instabilitätsreiz keine Kallusbildung induziert, Bruchspalten von mehr als 5mm können nicht durch direkte Knochenheilung überbrückt werden [183].

Die publizierten Daten für Pseudarthrosen unterscheiden sich erheblich. In den Jahren von 1970 bis 1980 betrug die Pseudarthroserate bei konventioneller Plattenosteosynthese am distalen Femur bis zu 18% [194], in neuerer Zeit noch bis zu 6% [116]. Bei der Verwendung des LISS liegt die Rate der verzögerten Frakturheilungen zwischen 6% [180] und 9% [192].

Spongiosaplastiken können aufgrund verschiedener Ursachen notwendig werden. Die primäre Spongiosaplastik fand ihre Anwendung bei der operativen Versorgung von Mehrfragmentfrakturen des Femurs mit einer Plattenosteosynthese. Da die Wichtigkeit der medialen Abstützung unbestritten ist, wurde diese lange Zeit durch ein mechanisches Einpassen der Fragmente erreicht. Zusätzlich wurde wegen der unbestimmten Durchblutung der Fragmente eine primäre Spongiosaplastik empfohlen [66, 97, 141, 152, 177, 181, 197, 240].

Autologe Spongiosaplastiken selbst sind aber nicht komplikationslos. Die Inzidenz von größeren Komplikationen variiert, sie liegt zwischen 0,7% [98] und 25% [209]. Es wird vermutet, dass die Inzidenz der Komplikationen vom Ausmaß der Weichteildissektion abhängt [14, 121]. Auch die Inzidenz der chronischen, persistierenden Schmerzen an der Entnahmestelle variiert und liegt zwischen 2,8% und 17% [178, 188]. Beschrieben werden weiterhin seltene Komplikationen, wie iliakale Hernien, Verletzung der A. glutealis superior [57], sacroiliacale Gelenkinstabilität [39], Beckenfrakturen [118, 165, 166] und Verletzungen des Ureters [49].

Trotz der durchgeführten Spongiosaplastik bei anatomischer Reposition kam es aber häufig zu Pseudarthrosen, Infekten und verzögerten Bruchheilungen [221]. Deshalb gab es Überlegungen, die fehlende mediale Abstützung durch Kallusheilung zu erzielen und damit auf eine extensive Freilegung der medialen Kortikalis zu verzichten [230]. Eine kombiniert direkte Reposition der Gelenkfläche und indirekte Reposition des metaphysären Bereichs wurde von Johnson bei der Therapie von 4-Fragmentfrakturen beschrieben [97]. Nach Komplettierung der indirekten Reposition wurden dann die metaphysären Trümmerfragmente entweder osteosynthetisch stabilisiert oder als Spongiosaplastik verwendet [97]. Später konnte dann das Versorgungskonzept, das auf dem Verzicht der primären Spongiosaplastik und auf einer ausschließlich indirekten Reposition des extraartikulären Bereiches basierte, gute Resultate vorweisen [152, 230].

Eine weitere Komplikation der Plattenosteosynthese sind Refrakturen. Die Ursachen für Refrakturen nach Osteosynthese sind vielfältig. Unvollständige Frakturkonsolidierung [44, 101, 127], Stressprotektion [6, 86], zu frühe [86] und zu späte Metallentfernung [37] und Spannungskonzentrationen an Plattenenden oder um Schraubenlöcher [37, 72] werden diskutiert. Auch eine Materialabhängigkeit (Form der periimplantären Knochenlamellen) wurde besprochen (nach [153]). Refrakturen diese sind aber nicht nur ein Problem der Plattenosteosynthese. Sammelstatistiken von plattenosteosynthetisch versus konservativ versorgten Unterschenkelfrakturen zeigen ähnliche Refrakturnraten von 2% respektive 2,2% [63].

Bei der sekundären Dislokation des Osteosynthesematerials sind neben der Knochenqualität auch implantatspezifische Ursachen zu bedenken. Als Beispiel sei die zu weit ventrale oder dorsale Platzierung des LISS angeführt, dessen proximale Schrauben dann nur tangential in der Kortikalis verankert sind und damit über eine beschränkte Haltekraft verfügen [180, 192]. Beim LISS traten zwischen 4% [192] und 7% [180] Materiallockerungen auf, davon waren bis zu 50% implantatspezifisch [192].

Die Inzidenz von Achsfehlstellungen nach Plattenosteosynthese ist unter anderem abhängig von der Art des chirurgischen Zugangs [116] und von der Definition der Achsfehlstellung [170]. Die Definitionen der Achsfehlstellungen sind uneinheitlich, als korrekturbedürftige Achsfehlstellungen gelten am Kniegelenk 5 Grad Varus, 10 Grad Valgus und 15 Grad Rotation [176].

Bei konventioneller Plattenosteosynthese mit Standardzugang wurden in 5,3% korrekturbedürftige Achsfehlstellungen im Gegensatz zu 26% bei transartikulärer minimal invasiver Technik gefunden

[116]. Eine Varus- oder Valgusfehlstellung von mehr als 5 Grad wurde zwischen 6% [102] und 26% [240], eine Rotationsfehlstellung von mehr als 10 Grad zwischen 5% [102] und 17% [240] diagnostiziert.

3.2 Marknagelosteosynthese

Die Versorgung distaler Femurfrakturen mit der Marknagelosteosynthese ist ein anerkanntes Verfahren. Indikationen mit partieller Konkurrenz zu extramedullären Verfahren sind extraartikuläre Frakturen und Frakturen mit geringer intraartikulärer Dislokation [180].

3.2.1 Antegrade versus retrograde Technik

Retrograde Implantate wurden seit Mitte dieses Jahrhunderts entwickelt, um Problemen bei der Frakturversorgung bei vorliegender Hüftendoprothese oder bei ipsilateralen Schenkelhalsfrakturen zu begegnen [229]. Auch die Technik wandelte sich von einem extraartikulären Zugang durch den medialen Kondylus [211] hin zu einem intraartikulären Einbringen des Implantates [83]. Die Indikationen der retrograden Nagelung wurden dann erweitert auf Patienten mit traumatischer Eröffnung des Kniegelenkes, multiplen Frakturen, ipsilateralen Becken- oder Acetabulumfrakturen, weiterhin auf schwangere oder adipöse Patienten [83].

Typische Probleme der antegraden Versorgung sind das Trendelburg-Hinken, ein schwieriger Insertionspunkt, heterotope Ossifikationen, Verletzung des Nervus pudendus und implantatkorrelierende Schmerzen.

Bekannte Probleme der retrograden Versorgung sind symptomatische distale Verriegelungen, das Risiko eines intraartikulären Infektes und die häufigere Notwendigkeit zu dynamisieren. So wurden bei Ostrum et al. 15% der retrograden Nägel dynamisiert, fanden sich in 33% der Fälle symptomatische distale Verriegelungen und bei 13% der Patienten musste die distale Verriegelung entfernt werden [151].

Hinsichtlich der Hauptkomplikationen wie Pseudarthroserate, Fehlstellungen, Kniegelenksbeweglichkeit und Infektionen sind die beiden Methoden vergleichbar [151, 170].

3.2.2 Aufgebohrte versus unaufgebohrte Technik

Die potentiellen Nachteile und die spezifischen, systemischen Komplikationen der aufgebohrten Marknagelung wurden oben erwähnt. Die klinische Signifikanz dieser Ergebnisse ist jedoch umstritten. In Tierversuchen wurde gezeigt, dass die physiologischen Nachteile der Markraumaufbohrung von sehr kurzer Dauer sind und dass sich fast alle pathologischen Werte innerhalb von 24 Stunden wieder normalisiert hatten [94]. Auch ist die Rate der klinisch signifikanten pulmonalen Komplikationen nach aufgebohrter Marknagelung gering. Bosse et al. fanden bezüglich der pulmonalen Komplikationen bei versorgten Femurfrakturen keinen Unterschied zur Plattenosteosynthese [27], eine Metaanalyse fand keinen Unterschied zwischen aufgebohrter und unaufgebohrter Technik [385]. Es konnte sogar eine geringere pulmonale Komplikationsrate nach früher aufgebohrter Marknagelung verzeichnet werden [26]. Es wurde postuliert, dass speziell distale Femurfrakturen durch die Markraumanatomie bezüglich des Aufbohrvorgangs „sichere Frakturen“ wären [219].

Die guten Heilungsraten bei der unaufgebohrten Technik durch die weniger gestörte endostale Blutversorgung könnten aber durch das potentielle Implantatversagen mit verbundener mechanischer

Instabilität gefährdet werden [19]. In einer von Bhandari et al. durchgeführten Metaanalyse reduzierte die aufgebohrte im Vergleich zur unaufgebohrten Marknagelung die Pseudarthroserate um 57% und Zahl der Implantatversagen um 70% bei Frakturen der unteren Extremität. Tornetta und Tiburzi konnten zeigen, dass die Zeit der knöchernen Konsolidierung bei der aufgebohrten Marknagelung bei Femurschaftfrakturen signifikant kürzer war; noch ausgeprägter war der Unterschied bei distalen Femurfrakturen [219].

Die Rate der knöchernen Konsolidierung nach der Indexprozedur erreicht in einigen Studien 98% bei der aufgebohrten antegraden Marknagelung bei Femurschaftfrakturen [31] und ähnliche Ergebnisse bei der aufgebohrten retrograden Marknagelung [83]. Weitere klinische Studien werden nötig sein, um diese Frage nach der Wertigkeit des Aufbohrens mit größerer Sicherheit zu beantworten [19, 112].

4 Entwicklung der extramedullären Implantate zum Fixateur interne

4.1 DCP

Nachdem die erste dynamische Platte der AO 1963 eingeführt wurde [145], gelangen schnell entscheidende Verbesserungen. Der Nachfolger, die DCP (Dynamic Compression Plate), wurde von Perren et al. [160] entwickelt und im Tierversuch erprobt und von Allgöwer et al. [2, 147] klinisch angewendet [153]. Die ersten prospektiven Studien zeigten gute Resultate, es traten weder Infektionen auf noch waren Sekundäreingriffe notwendig [3]. Weitere Studien konnten die guten klinischen Resultate bestätigen, so fand Staubli bei einem breiten Anwendungsspektrum von DCPs aus Titan bei frischen Frakturen eine Infektionsrate von 1,6% und eine Pseudarthroserate von 0,6% [202].

Bei der DCP ist die Unterfläche der Platte auf ihrer ganzen Länge dem Knochen anliegend. Die Platte wird durch Schrauben am Knochen fixiert, was zu Kompression und Reibung auf dem Periost führt. Es wurde schon 1971 nachgewiesen [225], dass Implantate eine temporäre Osteopenie (early temporary porosis) erzeugen. Dieses Wochen bis Monate postoperativ auftretende Phänomen wurde in verschiedenen Tierversuchen mit einem unterschiedlichen Verteilungsmuster nachgewiesen, sei es die platten-nahe Porose [225, 241]{228}, die plattennahe und plattenferne Porose [33, 34] oder die diffus verteilte Porose [68, 218]. Die temporäre Porose entsteht durch dem Havers'schen Umbau, der an der Randzone beginnt und damit bei Plattenkontakt zentrifugal fortschreitet [155]. Dieses Phänomen wird radiologisch als vermehrte Strahlentransparenz sichtbar und bedeutet dann, dass Verlust der Knochenmasse mindestens 30 Prozent beträgt [63]. Diese temporäre Osteopenie wurde lange Zeit als Folge der Stressprotektion der verplatteten Fraktur gewertet [236].

Rhinelanders konnte schon 1965 zeigen, dass die Perfusion der Kortikalis bei einer gut aufliegenden Osteosynthesplatte deutlich schlechter ist als bei einer insuffizient fixierten Platte [167]. Gautier und Perren konnten nachweisen, dass die Zirkulationsstörung im Plattenlager von der Breite der Platte und der übereinstimmenden Geometrie von Plattenunterseite und Knochenoberfläche abhängt [63]. Weiterhin wurde gezeigt, dass zwischen der Größe der Nekrosezone und der späteren Umbauzone ein Zusammenhang besteht [61] und der intrakortikale Knochenverlust nicht dort vorliegt, wo die höchste Knochenentlastung lokalisiert ist [62, 63]. Es konnte gezeigt werden, dass eine gut aufliegende, glatte Implantatunterfläche zu einer gestörten Durchblutung führt, die dann zu Knochennekrosen und verzögerter Frakturheilung führen kann [1, 64, 76, 93, 130, 158, 167]. Beeinträchtigte Knochenvitalität auf Grund von Malperfusion reduziert die lokale Immunkompetenz [4, 70] mit den möglichen Komplikationen Infektion, Sequestrierung der nekrotischen Knochenareale und Pseudarthrose [63, 134, 158]. Diese Erkenntnisse und klinische Erfahrungen im Umgang mit der DCP wurden bei der Entwicklung der limited contact DCP berücksichtigt.

4.2 LC-DCP

Bei der Entwicklung der LC-DCP wurden neue Konzepte erarbeitet. Dieses Implantat sollte [153]:

- die iatrogene Schädigung der periostalen Durchblutung minimieren
- eine optimale Knochenstruktur in der Nähe und eine bessere Heilung des Gewebes mit Kontakt zum Implantates gewährleisten
- den periimplantären Knochensaum bei der Implantatentfernung weniger schädigen

- eine optimale Gewebeverträglichkeit durch die Verwendung von Titan gewährleisten

Da, wie oben erwähnt, bekannt war, dass eine gut aufliegende, glatte Implantatunterfläche zu einer gestörten Durchblutung führen kann [1, 63, 64, 76, 93, 130, 158, 167] wurde die Fläche des Knochenkontaktes gegenüber der DCP um 50 Prozent reduziert [156]. Erste Studien konnten zeigen, dass bei der LC-DCP gegenüber der DCP die Blutzufuhr weniger beeinträchtigt wurde [153]. Die ersten LC-DCPs aus Titan wurden 1987 implantiert [130]. Die postulierten niedrigen Komplikationsraten konnten bestätigt werden, so fanden sich 0,23% postoperative Infektionen und eine Pseudarthroserate von 0,46% bei einer breiten klinischen Anwendung von LC-DCPs aus Titan [131].

Die Möglichkeit einer Refraktur durch die Beschädigung der periimplantären Lamellen und die dadurch entstehenden Spannungskonzentrationen wurde schon von Schneider erwähnt (nach [153]). Um diese Gefahr der Refraktur zu minimieren, wurde bei der Entwicklung der LC-DCP kein rechteckiger, sondern ein trapezoider Querschnitt gewählt, wobei die schmale Seite dem Knochen anliegt. Damit wurde erreicht, dass die periostale lamellenförmige Knochenapposition an der Seite des Implantates niedriger und breiter ist als bei rechteckigen Querschnitten. Die LC-DCP wurde aus Reintitan hergestellt, dessen Biokompatibilität und biomechanische Eigenschaften in dem Kapitel 4.5.2 auf Seite 15 beschrieben werden. Mechanisch blieb die LC-DCP aber eine konventionelle Platte, da sie zur stabilen Fixierung der Fraktur Kompressionskräfte auf das Periost erzeugte.

4.3 PC-Fix

Wie auch bei der Entwicklung der LC-DCP war das Wissen um die Wichtigkeit der ossären Durchblutung und die aus einer gestörten Durchblutung resultierenden Komplikationen das Hauptmotiv für die Entwicklung des PC-Fix [213]. Um die periostale Durchblutung weniger stark zu kompromittieren, wurde neben der punktförmigen Auflage des PC-Fix eine unidirektionale, winkelstabile Verbindung der Schrauben mit dem internen Fixateur realisiert. Die winkelstabile Verbindung selbst war kein neues Konzept und wurde schon früher angewendet. Schon im 19. Jahrhundert versuchte Hansmann, durch einen flächigen Kontakt zwischen Schraube und Platte Winkelstabilität zu erreichen [79]. In den achtziger Jahren dann wurde die winkelstabile Rekonstruktionsplatte der Mandibula (Titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system, THRP) vorgestellt [210]. Die Winkelstabilität wurde über eine (ähnlich dem PC-Fix) zylindrische Schraubenkopfunterfläche erreicht. Auch in der Wirbelsäulenchirurgie wurden winkelstabile interne Fixateure eingesetzt [43].

Durch die realisierte Winkelstabilität ändert sich das Konzept der Kraftübertragung vollständig. Bei der konventionellen Plattenosteosynthese wird die Stabilität am Platten-Knochen-Berührungspunkt durch die Reibungskraft erzeugt. Da die Reibungskraft das Produkt aus der axialen Schraubenkraft und dem Reibungskoeffizienten ist, muss ein hoher Plattenanpressdruck erzeugt werden, um den longitudinalen Kräften, die auf die Platte wirken, zu widerstehen. Der Reibungskoeffizient zwischen Knochen und glasperlengestrahelter Oberfläche beträgt circa 0,35 [189], eine Vorspannung muss dann etwa 3mal größer als die wirkende Lastkraft sein [193]. Da im Laufen bei der hinteren Stützphase das Dreifache des Körpergewichts auf dem Bein lasten kann, würde die Lastkraft bei einem 66 kg schweren Patienten circa 2000 N betragen. Für diese Lastkraft ergibt sich eine axiale Schraubenkraft (Vorspannung) von circa 5700 N. Sollte die longitudinale Kraft die Reibungskraft übersteigen, wird die Kraftdifferenz auf den Schraubenkopf übertragen [213]. Bei großen Knochen, wie auch dem Femur, ist die Biegefestigkeit der Schrauben der limitierende Faktor für die Gesamtstabilität [213].

Bei einem Osteosynthesystem mit winkelstabilen Schrauben ist eine große axiale Schraubenkraft und damit die Reibungskraft für die Stabilität nicht notwendig, da die Longitudinalkräfte von der Platte auf den Knochen direkt über Scherkräfte durch den Schraubenkopf übertragen werden [213]. Seebeck et al. wiesen nach, dass die Haltekraft von (monokortikalen) Schrauben von der Lastrichtung abhängt [193]. Dabei wurden bei Scherbelastungen, wie sie bei winkelstabil verankerten Schrauben wirken, die höchsten Haltekraften gemessen, als Grund wurden die anisotropen Eigenschaften des Knochens angenommen. Die durch die fehlende Reibungskraft postulierte geringere Schädigung der periostalen Durchblutung wurde experimentell untersucht [213, 215]. Tepic et al. [215] konnten zeigen, dass eine intensive Knochenumbauaktivität um den nekrotischen Knochen unterhalb der DCP stattfand. In der Gruppe der mit dem PC-Fix behandelten Tibiafrakturen konnte ein fast vollständiges Fehlen dieser Umbauzonen zeigen, selbst die punktförmigen Auflageflächen des Implantates zeigten weder radiologisch noch histologisch eine knöcherne Resorption [215].

Auch den Schrauben und den Bohrvorgängen wurde Aufmerksamkeit geschenkt. Es war bekannt, dass Perfusionsausfälle durch Schädigung der endostalen Blutversorgung und eine konsekutive Rarefizierung in der Umbauzone durch Bohrvorgänge verursacht wurden [185]. Weiterhin wurde von verschiedenen Autoren [163, 213, 214] die Möglichkeit diskutiert, dass lange, bikortikale Schrauben die endostale Blutversorgung schädigen könnten. Da auf Grund der festen Verankerung der Schraubenköpfe in der Platte die Gegenkortikalis nicht für die Winkelstabilität notwendig ist [213], die Winkelstabilität selbst nicht der limitierende mechanische Faktor ist [148] und biomechanische Untersuchungen eine ausreichende Festigkeit der monokortikalen Schrauben bestätigten [139, 193], wurde das Konzept der winkelstabilen, monokortikalen Schrauben realisiert. Verschiedene Studien konnten tierexperimentell zeigen, dass der PC-Fix im Vergleich zu konventionellen Implantaten die Refrakturrate [215] und die Infektionsrate [5] senken konnte. Die bei der PC-Fix AO-Multizentrumsstudie dokumentierte Gesamtinfektionsrate bei diaphysären Frakturen des Unterarmes von 1,3% und die kumulative Rate von verzögerten Frakturheilungen und Pseudarthrosen von 4% lagen im Vergleich zur aktuellen Literatur sehr niedrig [74]. Ähnlich gute Ergebnisse mit einer Gesamtinfektionsrate von 1,1% [48] und von einer Gesamtinfektionsrate und einer Pseudarthrosenrate von 0% [55] wurden publiziert.

4.4 LISS

Die günstigen Resultate der „biologischen“ Plattenosteosynthese und der intramedullären Verriegelungsosteosynthese führten schon 1989 zu der Idee eines minimal invasiven, winkelstabilen Systems [59]. Das bekannte Konzept einer winkelstabilen Osteosynthese wurde im Hinblick auf die klinische Praktikabilität so modifiziert, dass bei dem LISS vorgeformte Implantate mit Hilfe eines Handgriffs perkutan vorgeschoben werden können. Die perkutane Insertion wurde mit Hilfe von Kadaverinjektionsstudien schon bei LC-DCPs untersucht [51, 52, 53], diese wurden durch anatomische Studien mit dem LISS, die Weichteilverletzungen ausschlossen, ergänzt [59].

Die erste Implantation erfolgte 1995. Schütz et al. berichteten im Rahmen der Multizentrumsstudie von 116 LISS-Osteosynthesen am distalen Femur von 1996 bis 1998 über 4% revisionspflichtige Infektionsraten, 94% primärer Frakturheilung und 4% Materiallockerung [192]. In der Literatur finden sich Materiallockerungen (proximale Schraubenausrisse) in bis zu 10% der Fälle [123], Infektionsraten von 3,7 % [179] und circa 95% primäre Knochenheilung [111, 179], auch ohne Spongiosaplastik [111].

4.5 Entwicklung des Implantatmaterials

Bei der Entwicklung der Implantate wurde auch die Entwicklung neuer Implantatmaterialien forciert. Hier galt es, die für die jeweilige Anwendung gewünschten mechanischen Eigenschaften zu gewährleisten und die Biokompatibilität zu verbessern. Die Entwicklung der Implantatmaterialien sollte gewünschte Reaktionen, wie die Gewebsadhärenz und Neovaskularisation fördern und unerwünschte Komplikationen, wie Fremdkörperreaktionen, Knochenverlust und Infektionen verringern. Im Hinblick auf die Biokompatibilität wurden vor allem die Korrosionsbeständigkeit der Materialien und die Toxizität der Korrosionsprodukte untersucht.

4.5.1 Stahl

Nichtrostender Stahl wurde 1904 von Leon Guillet entdeckt [196]. Seine chirurgische Verwendung begann, nachdem Strauss 1926 nichtrostenden Stahl mit einer ausreichenden Korrosionsbeständigkeit im menschlichen Körper patentierte [46].

Nichtrostender Stahl, der von der AO verwendet wird, besteht aus einer standardisierten Legierung (ISO 5832-1 Zusammensetzung D). Diese Legierung enthält neben anderen Substanzen 17-19% Chrom und 13-15% Nickel. Dieser hohe Nickelanteil wurde lange Zeit gebraucht, um eine reine, austenitische Mikrostruktur zu garantieren. Erst in neuerer Zeit konnte Nickel durch Stickstoff fast vollständig ersetzt werden [46].

Die Biokompatibilität wird auch von den elektromechanischen Eigenschaften des Stahls bestimmt. Mögliche Reaktionen auf die Legierungen und ihre Bestandteile wie Korrosion, Hemmung der Gewebsintegration, potentielle toxische Gewebsreaktionen wurden untersucht. Die Biokompatibilität verschiedener Legierungskomponenten wurde anhand der Hemmung von Gewebswachstum getestet, dabei konnte besonders für alle Metalle wie Vanadium, Kobalt und Eisen eine Gewebstoxizität nachgewiesen werden [65].

Die Stahllegierung kann auch unerwünschte Reaktionen bei dem Vorliegen einer Allergie auf Legierungskomponenten verursachen. Die Prävalenz einer Metallallergie ist vom entsprechenden chemischen Element abhängig, sie beträgt für Nickel zum Beispiel 4,8% und auf eine dieser beiden Legierungskomponenten circa 10%. Metallose und allergische Reaktionen auf Stahlimplantate wurden als klinisches Phänomen beschrieben [32]. Klinisch konnte gezeigt werden, dass die Prävalenz der allergischen Reaktion auf Legierungsbestandteile bei septischen Komplikationen nach Osteosynthese deutlich höher war als bei der Patientengruppe ohne diese Komplikationen [87].

Auch bildet sich um Implantate aus rostfreiem Stahl eine fibröse Kapsel, die das Wachstum der Bakterien vor lokalen Abwehrmechanismen schützt [7, 9].

4.5.2 Titan

Titan wurde mit der Entwicklung des Periodensystems vermutet und bekam 1795 seinen heutigen Namen, wurde aber erst 1825 entdeckt. Da es wegen seiner hohen Affinität zu Gasen nur mit Hilfe hoher Energie und Unterdrucktechniken herzustellen ist, dauerte es bis in die Mitte dieses Jahrhunderts, bevor die industrielle Produktion etabliert wurde.

1965 erfolgte dann von der AO / ASIF die Einführung mit einer DCP und den dazugehörigen Schrau-

ben aus reinem Titan die klinische Einführung.

Titan in seiner reinen Form (commercially pure Titanium oder cpTi) nach ISO 5832-2 wird für verschiedene, auch konventionelle Plattenosteosyntheseimplantate verwendet.

Die mechanischen Eigenschaften von reinem Titan werden von der Menge der Spurenelemente und durch die Herstellungsart bestimmt. Insgesamt ist die Duktilität von Titan geringer als die von rostfreiem Stahl [46]. Diese Eigenschaften bestimmen auch die im Gegensatz zu Stahl geringe Materialermüdung unter geringen Lasten, aber auch den höheren Abrieb [13, 153, 161].

Titan ist sehr korrosionsbeständig, da es zu einer spontanen Bildung von einer passiven, sehr dichten und stabilen Oxidschicht (TiO_2) kommt [153]. Im Gegensatz zu Stahl wird diese passive Schicht auch nach einer Beschädigung (Implantation oder Reibung durch Fixationsverlust) spontan wiederhergestellt, man spricht auch von Repassivation [153].

Diese Repassivation kann bis zu 8 Stunden dauern [88] und auch in sauerstofffreier Umgebung stattfinden [217], da Titan primär mit Wassermolekülen oder Hydroxylradikalen reagiert [77]. Die Oxidschicht ist amorph oder niedrig kristallin [99] und enthält nach Repassivation nichtstöchiometrische Titanoxide (TiO_{2-x}), die weniger korrosionsbeständig sind [77, 217]. Es konnte anhand von Titanlegierungen gezeigt werden, dass diese Wiederherstellung der Oxidschicht von der Zusammensetzung des Repassivationsmediums abhängig ist.

Titan galt lange Zeit als chemisch nahezu inert, da der menschliche Körper mit Titan gesättigt ist [153, 203] und nie eine Korrosion oder Entzündungsreaktionen nachgewiesen werden konnte [153, 161]. Später wurde beschrieben, dass die Schwarzfärbung des periimplantären Gewebes auf erhöhte Titanspiegel in Makrophagen und Fibrozyten zurückzuführen ist [132, 143, 234] und dieses Gewebe eine Metallose aufweist [128]. Tierexperimentell wurden Titananreicherungen fernab des Implantationsortes (Lunge) nachgewiesen [184]. So wurde gefolgert, dass Titan nicht absolut biokompatibel ist [233].

4.5.3 Titanlegierungen

Bei Titan gibt es eine allotrophische Transformation bei etwa 885°C , dabei wandelt sich die kristalline Struktur von der α -Phase in die β -Phase um. Die α -Mikrostruktur garantiert die besseren mechanischen Eigenschaften gegenüber Reintitan und die β -Mikrostruktur garantiert die ausgezeichnete Biokompatibilität. Die Legierungskomponenten können die Transformationstemperatur entweder erniedrigen oder erhöhen und bestimmen durch die finale kristalline Struktur die Phasenzusammensetzung der Titanlegierung.

Herkömmliche Titanlegierungen mit einer $\alpha+\beta$ -Mikrostruktur für chirurgische Implantate sind mit unterschiedlichen Legierungskomponenten veredelt. Die α -Mikrostruktur kann durch Aluminium oder Zirkonium stabilisiert werden [105]. Die β -Mikrostruktur der Legierung wird von dem β -amorphen Vanadium oder dem α - und β -amorphen Zirkonium stabilisiert, die damit die Bildung von intermetallischen Verbindungen verhindern und die ausgezeichnete Biokompatibilität gewährleisten [103, 105]. Für das LIS-System wird die nach ISO 5832-11 zertifizierte Titan-Aluminium-Niobium Legierung (Ti-6Al-7Nb (TAN)) verwendet.

Titanlegierungen haben damit eine höhere Steifigkeit, aber eine geringere Duktilität als Reintitan [45]. Sie eignen sich damit mechanisch hervorragend für Implantate, bei denen eine hohe Steifigkeit gewünscht ist und bei denen die Duktilität, z.B. beim Anpassen des Implantates an anatomische Strukturen, eine untergeordnete Rolle spielt.

Um die Biokompatibilität zu optimieren, wird bei TAN kein zytotoxisches Element verwendet [45, 204]. Ähnlich wie bei Reintitan ist auch die Ausbildung der passiven, thermodynamisch stabilen Oxidschichten (TiO_2 , Al_2O_3 und Nb_2O_5) ursächlich für die Korrosionsbeständigkeit.

Nach Disegi [45] besteht generelle Übereinkunft, dass Titanlegierungen keine allergischen Reaktionen verursachen können. Es gibt nur wenige klinische Studien, die eine allergische Reaktion auf Titanlegierungen beschrieben haben [124].

4.5.4 Materialvergleiche

Die Biokompatibilität wird nach allgemein vertretener Meinung durch die Korrosionsbeständigkeit des Materials und die Toxizität der Korrosionsprodukte bestimmt.

Eine Vielzahl unerwünschter Wirkungen können durch (mechanischen) Abrieb und durch (elektrochemische) Korrosion entstehen: eine aseptische Lockerung [20], eine korrosionsbezogene Fraktur des Implantates [92], lokale Schmerzen und Schwellung, periimplantärer Knochensubstanzverlust [227] und eine Tumorinduktion [22].

Die initiale Korrosionsbeständigkeit von Titan ist besser als die bekannter Titanlegierungen [103]. Wurde jedoch die durch Abrieb beschleunigte Korrosion verglichen, so waren die Korrosionsbeständigkeit von Titan und seinen Legierungen vergleichbar [103]. Auch die durch Korrosion veränderte Festigkeit der (repassivierten) Oberflächen ist materialabhängig [104, 105].

Bei der Bestimmung der Biokompatibilität verschiedener Metalle und Legierungen wurden die wachstumshemmenden Effekte auf verschiedene Gewebekulturen gemessen [65]. Später wurden dann sehr gut lösliche Metalle, wie Chrom und Nickel als Bestandteile der rostfreien Edelstahllegierung unter anderem gegen Titan, Aluminium und Niobium getestet, dabei konnte die überlegene Biokompatibilität der letzteren gezeigt werden [153].

Auch konnten nach der Implantation von Edelstahl und Reintitan geringere Entzündungs- und Fremdkörperreaktionen auf Titan und eine bessere Neovaskularisation am Titanimplantat nachgewiesen werden [109, 153]. Es konnte auch tierexperimentell nachgewiesen werden, dass der Knochenverlust bei den Titanosteosynthesen geringer war als der Knochenverlust der Edelstahlgruppe [224].

Die Materialien bedingen über ihre Biokompatibilitäten auch Komplikationen wie Infektionen, da sie in unterschiedlicher Dicke fibröse Kapseln bilden, die das Wachstum der Bakterien vor lokalen Abwehrmechanismen schützen [7, 9]. Bei dem Titanimplantat liegt das Weichteilgewebe der Oberfläche fester an [153], die Kapsel ist dünner [226] und es gibt keine flüssigkeitsgefüllten Räume wie um das Edelstahlimplantat [226].

Die vermuteten Vorteile bei der Infektionsentstehung konnten tierexperimentell [7, 9] und klinisch anhand von DCPs und soliden, unaufgebohrten Marknägeln bestätigt werden [7, 135].

Auch die Oberflächen der Implantate beeinflussen die Biokompatibilität, da sie auf der atomaren Ebene physikochemisch aktiv sind und in Abhängigkeit von der atomaren Geometrie und des elektrostatischen Zustandes ihrer Oberfläche direkt mit Bakterien und dem Gewebe interagieren [71].

Metallische Oberflächen haben auf Grund ihrer Atomstruktur hohe Oberflächenenergien, die chemische Reaktionen beschleunigen können [69].

Bakterien haben ein hohes Besiedlungspotential an nichtlebenden Substraten, spezialisiertes Gewebe hat eher ein niedriges Besiedlungspotential [70]. Es konnte elektronenmikroskopisch gezeigt werden, dass Bakterien eine Affinität zu rauen Oberflächen [38, 69] besitzen und zu reinen Metalllegierungen

[12]. Eine erhöhte Bindung wurde gegenüber Vanadium und seinen Legierungen (z.B. Ti6Al4V) festgestellt [70].

Die Gewebsintegration versus bakterielle Adhärenz spielt bei dem „race for the surface“ [71] eine entscheidende Rolle [69]. Da bekannt ist, dass Bakterien eine Präferenz für raue Oberflächen zeigen und der Durchmesser von *Staphylococcus aureus* etwa 2 μm beträgt, sollte die Oberflächenrauigkeit des Implantatmaterials etwas geringer sein [171].

5 Herleitung der Aufgabenstellung

5.1 Zielsetzungen

Das Ziel dieser Arbeit war es, das etablierte Verfahren der Plattenosteosynthese bei distalen Femurfrakturen mit dem des LIS-Systems zu vergleichen. Um eine bessere Vergleichbarkeit zu ermöglichen, sollte diese Studie, wie oben erwähnt, definierter Punkte genügen:

- die Untersuchungen sollten an einer unfallchirurgische Abteilung ausgeführt werden, in der das klinische Management der Patienten etablierten und konstanten Standards (Diagnose, Therapie, Nachbetreuung) genüge und eine konstante Qualitätskontrolle während des gesamten Untersuchungszeitraumes gesichert wurde
- eine einheitliche Systematik der Nomenklatur, die vor allen Dingen Begriffe einschließen, die nicht allgemeingültig (z.B. Infektion für die Unfallchirurgie [78] oder Rotationsfehlstellung [170]) definiert sind

In diese Studie wurden zusätzlich zu frischen, nichtpathologischen Frakturen auch osteoporotische Frakturen und Frakturen bei liegender Endoprothese oder liegendem Osteosynthesematerial eingeschlossen. Die Osteoporose ist überwiegend ursächlich für die pathologischen Frakturen im höheren Alter und verantwortlich für den zweiten Gipfel der Inzidenz der distalen Femurfrakturen. Bei der Osteoporose kommt es auf Grund des Verlustes an Knochenmasse, -struktur und -funktion zu Frakturen, auch bei niedrigenergetischen Ereignissen. Von Osteopenie spricht man, wenn bei einem solchen pathologischen Prozess noch keine Frakturen aufgetreten sind. Bei der Osteoporose unterscheidet man die präsenile Typ-1-Osteoporose, die als so genannte postmenopausale Osteoporose bei Frauen zwischen dem 45. und 65. Lebensjahr vorkommt [47] und der senilen Typ-2-Osteoporose, die sich im 6. und 7. Lebensjahrzehnt manifestiert [120]. Sekundäre Osteoporosen, die ca. 5 Prozent ausmachen und durch exogene Noxen und internistische Krankheiten [120, 191], kalziumarme Kost, Immobilisation und Bewegungsarmut [120, 191] verursacht werden können, spielen eine untergeordnete Rolle.

Die periprothetischen Frakturen wurden in diese Studie aufgenommen, da sie bezüglich der Epidemiologie den anderen Frakturen ähnlich sind und sich nur durch das liegende Implantatmaterial unterscheiden. In der Regel sind ältere Menschen betroffen, es liegt eine osteoporotische Knochenstruktur vor und die Ursache sind meistens Niedrigenergetraumata. Die Anzahl der periprothetischen Frakturen steigt durch den höherwerdenden Anteil älterer Menschen in unserer Gesellschaft und die stete Zunahme der Zahl der implantierten Endoprothesen. Die periprothetischen Frakturen stellen den Operateur vor eine besondere Herausforderung [89, 138, 200]. Bei der Verwendung extramedullärer Implantate wurde von bis zu 42% Reoperationen [89], 20% Pseudarthrose [144], 25% Infektion [138] berichtet. Auch andere therapeutische Konzepte, wie der Prothesenwechsel [108, 172] oder die intramedulläre Osteosynthese [138, 144], die hier nicht Gegenstand der Untersuchung waren, sind nur eingeschränkt erfolgreich und unterstreichen die Wichtigkeit extramedullärer Osteosyntheseverfahren.

5.2 Hypothesen

Die Osteosynthese am distalen Femur mit dem LISS bietet gegenüber der konventionellen Plattenosteosynthese folgende Vorteile:

- verminderte Inzidenz von verzögerter Knochenbruchheilung und Pseudarthrosen, damit Verringerung der Notwendigkeit von zusätzlichen Primäreingriffen oder Sekundäreingriffen wie Spongiosaplastiken oder Reosteosynthesen
- niedrigere Infektionsrate
- selteneres Auftreten von Refrakturen und Materiallockerungen
- Überlegenheit der LISS-Osteosynthese bei Osteoporose und bei periprothetischen Frakturen
- keine Verschlechterung der Achsverhältnisse oder des Bewegungsausmaßes
- keine verlängerten Operationszeiten
- kürzere Zeit bis zur knöchernen Konsolidierung

6 Methodik

6.1 Datenerfassung

In der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie wurden alle extramedullären Osteosyntheseverfahren am distalen Femur erfasst, deren Operationsdatum zwischen dem 1.1.1995 und dem 31.9.2000 lag. Damit sollte erreicht werden, dass ein Mindestnachuntersuchungszeitraum von 12 Monaten gewährleistet wurde. Einschlusskriterien waren alle Frakturen vom Typ 33 nach AO. Es wurden frische Frakturen, pathologische Frakturen und periprothetische Frakturen eingeschlossen. Umstellungsosteotomien fanden keine Berücksichtigung. Die Frakturen mussten entweder mit einer Plattenosteosynthese (Klingenplatte, Burriplatte, DCP, LC-DCP oder DCS) oder mit dem LISS versorgt worden sein. Die alleinige Versorgung der Fraktur durch entweder Fixateur externe oder Schraubenosteosynthese war kein Einschlusskriterium. Ausschlusskriterien waren eine primäre auswärtige Versorgung bei frischen Frakturen und Frakturen bei Kindern und Jugendlichen mit noch offenen Epiphysenfugen. Da zu uns Patienten nach einer auswärtigen primären Stabilisierung verlegt wurden, war eine externe primäre Stabilisierung kein Ausschlusskriterium.

Wie von Smith und Watts [199] vorgeschlagen, wurden Telefonnummern und Adressen aus dem Computersystem des Krankenhauses erfasst, die Patienten angeschrieben und Internetsuchen durchgeführt, um aktuelle Daten zu gewinnen. Zusätzlich wurden Landeseinwohnerämter, Krankenkassen, Berufsgenossenschaften, Verlegungskrankenhäuser und Angehörige kontaktiert, um fehlende Patienten zu rekrutieren. Die Daten wurden aus Krankenblättern und Röntgenbildern erfasst, weitere Daten wurden durch Fragebögen und durch die Nachuntersuchungen gewonnen.

Die Daten wurden statistisch ausgewertet und die Ergebnisse anhand objektiver Befunde und subjektiver Einschätzungen in verschiedenen Punktbewertungsschemata (Scores) verglichen.

6.2 Der Erhebungsbogen

6.2.1 Daten

Alle notwendigen Daten konnten in archivierten Krankenblättern gesichtet und durch Patientenangaben ergänzt werden. Sie wurden sofort in einer Datenbank erfasst, die mit dem Programm Microsoft® Access 2002 (Copyright Microsoft Corporation) erstellt wurde.

6.2.2 Anamnese

Bei der Dokumentation der Anamnese wurden Unfalltag, Aufnahmetag in der Klinik, Unfallursache und die Gründe für die Operation bei fehlender Unfallursache und eine mögliche initiale Stabilisierung der Fraktur (mit Datum und Verfahren) erfasst. Weiterhin wurden Vorerkrankungen und Voroperationen an der betroffenen Extremität erfasst. Zu Vorerkrankungen zählten Arthrose, Infektionen, Tumoren und andere (z.B. angeborene Muskelerkrankungen). Zu den Voroperationen zählten Frakturversorgungen jeder Art und die Implantation von alloplastischem Material im Femur wie Endoprothesen oder Osteosynthesematerial. Bei der Eigenanamnese wurden Krankheiten erfasst, die zu einer möglichen Beeinträchtigung der Durchblutung und des Heilungsprozesses führen würden.

6.2.3 Status

Der wichtigste präoperative Befund war das Röntgenbild, welches obligat in 2 Ebenen gefertigt wurde und gegebenenfalls durch weitere Diagnostik wie konventionelle Tomographien, CT oder MRT ergänzt wurde. Weiterhin wurden das Verletzungsmuster, Begleitverletzungen, die Seite, die Frakturklassifikation nach AO, der Weichteilschaden nach Tschernie und Oestern [222] und eventuelle neurologische Verletzungen der betroffenen Extremität erfasst.

6.2.4 Therapie

Bei der operativen Versorgung wurden der Operationszeitpunkt, die Operationsdauer, das Implantat, zusätzliche Implantate, der Zugang und zusätzliche chirurgische Maßnahmen wie die lokale Applikation von Antibiotika oder das Verwenden von Spongiosa erfasst.

6.2.5 Verlauf

Bei allen Operationen wurden 3 x 2,2 g Augmentan peri- und postoperativ intravenös appliziert. Die Dosierung der Thromboseprophylaxe entsprach der für ein hohes Risiko, das Medikament wurde in Abhängigkeit der aktuellen Entwicklung und Empfehlung und nach individuellen Gesichtspunkten (dauerantikoagulierte Patienten oder bekannte allergische Reaktionen auf Heparin) durchgeführt. Die postoperative konservative antiödematöse Therapie erfolgte in Abhängigkeit vorliegender Begleitverletzungen, die initiale Bewegungstherapie und die Belastung nach Einschätzung des Operateurs, im weiteren Verlauf wurde sie festgelegt nach dem klinischen und radiologischen Befund. Weiterhin wurde die Benutzung einer Orthese dokumentiert. Die Beurteilung der Wundheilung erfolgte bei den Verbandswechseln, bei Entlassung und poststationären Kontrolle. Dabei wurden die primäre Wundheilung (kompliktionslose Wundheilung bis zur Entlassung oder abgeschlossene Wundheilung nach 14 Tagen), die verzögerte Wundheilung (kein Abschluss der Wundheilung nach 2 Wochen mit Auftreten von lokalen Komplikationen) und sekundäre Wundheilung (notwendige Intervention) unterschieden. Zusätzlich wurden bei der sekundären Wundheilung die Anzahl der notwendigen Operationen, das Datum des finalen Wundverschlusses und das Verfahren dokumentiert. Da es für die Traumatologie keine allgemein akzeptierte Definition der Infektion gibt, wurde eine Infektion dann angenommen, wenn mindestens ein klinisches Infektzeichen neu auftrat, ein positiver Keimnachweis vorlag und eine therapeutische Konsequenz resultierte [78]. Es wurde nicht zwischen tiefen und oberflächlichen Infektionen unterschieden, da durch die relative Nähe der verschiedenen Strukturen ein Übergreifen der Infektion nicht unwahrscheinlich ist [78]. Weiterhin wurden allgemeine Komplikationen (Herz- Kreislaufsystem, respiratorisches System, Urogenitalsystem und andere) erfasst.

6.3 Nachuntersuchungsbogen

Bei der Nachuntersuchung wurden die Zeit zwischen der Operation und der Nachuntersuchung (follow-up) festgestellt. An objektiven Befunden wurden der Zeitraum bis zur freigegebenen Vollbelastung und die Komplikationen (Infektion, Implantatlockerung, verzögerte Knochenheilung, Pseudarthrose und nachfolgende Operationen) erfasst. Das Bewegungsmaß, die Stabilität des Kniegelenkes, die Beinlänge, Muskelatrophien, Fehlstellungen des Kniegelenkes in der Frontalebene und potentielle Rotationsfehlstellungen wurden klinisch im Vergleich zu der Gegenseite erhoben. Die Röntgenbilder wurden digitalisiert.

Es wurden die Konsolidierung der Fraktur, die Achsverhältnisse und die Lage des eventuell vorhandenen Osteosynthesematerials dokumentiert.

6.4 Fragebogen

Zur Ergänzung der klinischen und radiologischen Daten wurde ein Fragebogen entworfen und allen Patienten mit der Einladung zugesandt. In einigen Fällen wurden die Fragen auch telefonisch beantwortet. Die Fragen wurden anhand der zu erhebenden Daten für den Lysholm Score [212] und den Neer Score [149] formuliert. Zusätzlich wurden die Patienten gebeten, Angaben zur Anamnese und zum Verlauf zu ergänzen.

6.5 Statistische Auswertung

Die statistischen Berechnungen wurden mit SPSS für Windows Version 11.0.0 (Copyright SPSS Corporation) erstellt.

Zuerst wurden Einflussgrößen und Ergebnisse der beiden Gruppen auf signifikante Unterschiede getestet. Da es sich um nichtverbundene Stichproben handelt und nur eine geringe Fallzahl untersucht werden konnte, wurde bei nominal skalierten oder ordinal skalierten Variablen der Chi-Quadrat-Test eingesetzt. Bei den metrisch skalierten Variablen wurden wegen der Fallzahl nichtparametrische Tests gewählt. Zwei unabhängige Variablen wurden mit dem Man-Whitney-U-Test überprüft, bei mehreren Variablen wurde der Kruskal-Wallis-Test angewendet.

Bei der Berechnung von Korrelationen zwischen nominal skalierten oder ordinal skalierten Variablen wurde der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman verwendet. Bei den intervallskalierten Variablen wurde ebenfalls der Koeffizient nach Spearman angewendet, da die Voraussetzungen für die Anwendung des Maßkorrelationskoeffizienten nach Pearson (normalverteilte Grundgesamtheit und lineare Abhängigkeit) nicht einwandfrei gegeben waren.

7 Ergebnisbeschreibung

7.1 Studienpatienten

7.1.1 Allgemein

Insgesamt erfüllten 51 Patienten die Einschlusskriterien, davon wurden 29 Patienten mit 32 LISS Implantaten und 22 Patienten mit 22 anderen Implantaten osteosynthetisch versorgt. Die linke Seite war 23 Mal und die rechte Seite 31 Mal betroffen.

Von den Patienten waren 30 Frauen und 21 Männer. Das mittlere Alter lag in der LISS-Gruppe (Gruppe 1) bei 50,2 (17,3-86,6) Jahren, in der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen (Gruppe 2) bei 62,8 Jahren (28,1-100,5). Die Altersverteilung sei für beide Gruppen dargestellt. Dieser Altersunterschied war statistisch signifikant ($p=0,043$).

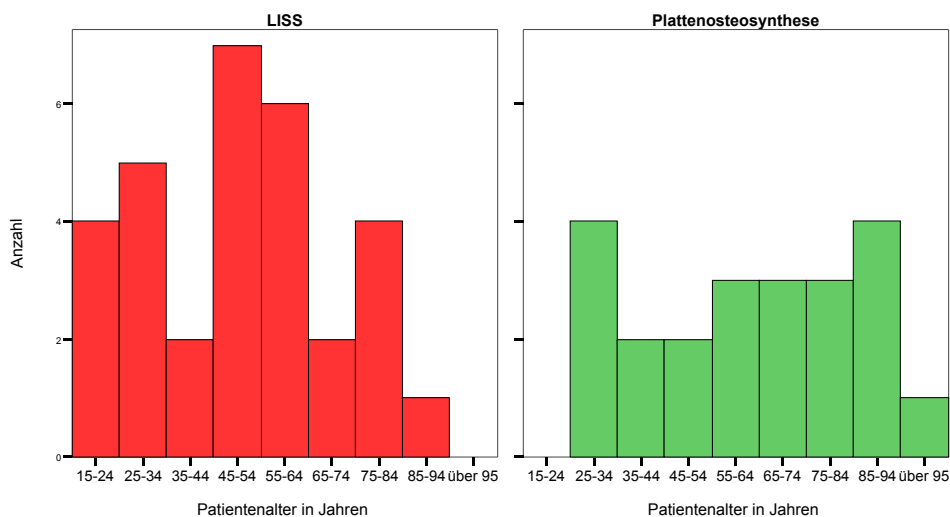


Abb. 3: Altersverteilung beider Patientengruppen

7.1.2 Trauma

Bei den Ursachen, die zu den Frakturen führten, dominieren die Stürze mit insgesamt 70,4 % aller versorgten Frakturen. Bei den Verkehrsunfällen, die insgesamt mit 29,6% ursächlich waren, entfielen die Hälfte auf PKW-Insassenverletzungen. Die andere Hälfte wurde durch Zusammenstöße (als Fußgänger, Radfahrer oder Mopedfahrer) mit einem PKW verursacht.

Tab. 1: Häufigkeit der Verletzungsursachen

Verletzungsursachen	LISS		Plattenosteosynthese	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
Autounfall	4	12,5	4	18,2
Kollision mit Auto	5	15,6	3	13,6
Sturz	23	71,9	15	68,2

Insgesamt überwogen die isolierten Femurfrakturen mit insgesamt 40,7%, polytraumatisiert waren 25,9% der Patienten.

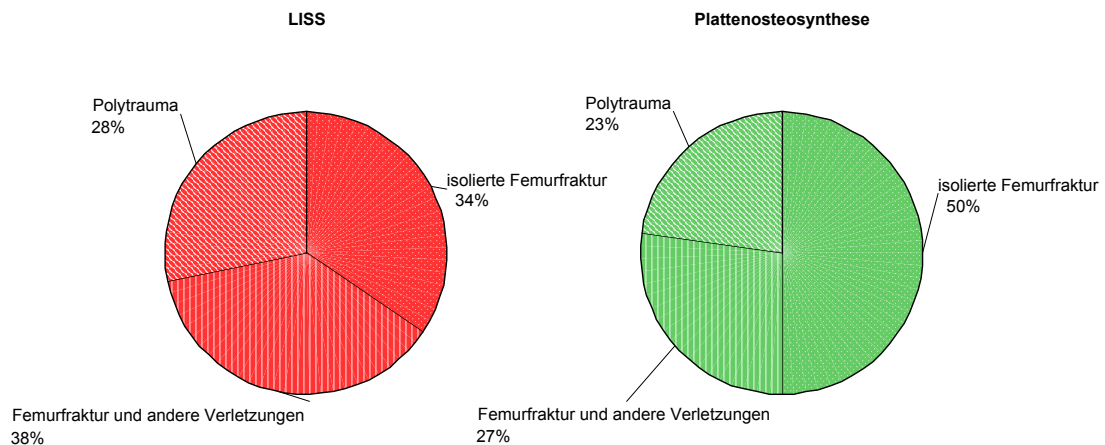


Abb. 4: Darstellung der Verletzungsschwere anhand der Häufigkeit einzelner Begleitverletzungsmuster

Bei den Begleitverletzungen aller Studienpatienten führend waren insgesamt die Extremitätenverletzungen, die in 50% der Fälle auftraten und das Schädel-Hirn-Trauma, das in 31,5% aller Fälle auftrat. Die Anzahl der kontralateralen Femurfrakturen betrug 12, das entspricht 22,2%.

Tab. 2: Häufigkeit einzelner Begleitverletzungen

	LISS		Plattenosteosynthese	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
Extremitätenverletzungen	19	59,4	8	36,4
kontralaterale Femurfrakturen	11	34,4	1	4,5
SHT	12	37,5	5	22,7
Thorax	6	18,8	4	18,2
Abdomen	0	0	1	4,5
Wirbelsäule	3	9,4	3	13,6
Becken	2	6,3	3	13,6

Offene Frakturen wurden 7 Mal in der LISS-Gruppe gesehen, das entspricht einem Anteil von 21,9%. In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen betrug die Anzahl der offenen Frakturen 5, das entspricht 22,7%. Statistisch fand sich kein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen in Bezug auf den Unfallmechanismus oder das Verhältnis der geschlossenen zu offenen Frakturen.

Es konnte aber gezeigt werden, dass das Vorhandensein einer geschlossenen Fraktur vom Alter der Patienten abhängt (Spearmanischer Rangkorrelationskoeffizient $r_s=0,397$ bei $p=0,003$), so dass der Anteil der geschlossenen Frakturen mit zunehmendem Patientenalter anstieg. Das Vorhandensein einer geschlossenen Fraktur hing aber auch vom Verletzungsmuster ab ($r_s=-0,484$ bei $p=0,000$). Das bedeutet, dass bei den Patienten mit isolierten Femurfrakturen häufig geschlossene Frakturen und bei den polytraumatisierten Patienten häufig offene Frakturen zu beobachten waren. Auch die Unfallursache ($r_s=0,591$ bei $p<0,001$) korrelierte signifikant mit dem Alter der Patienten. Bei den jüngeren Patienten waren Hochenergiestraumata, bei den älteren Patienten Niedrigenergiestraumata als Unfallursache häufig.

Bei den 54 distalen Femurfrakturen fanden sich 29 A-Frakturen, eine B-Fraktur und 24 C-Frakturen. Die einzelnen Frakturen teilen sich wie folgt auf:

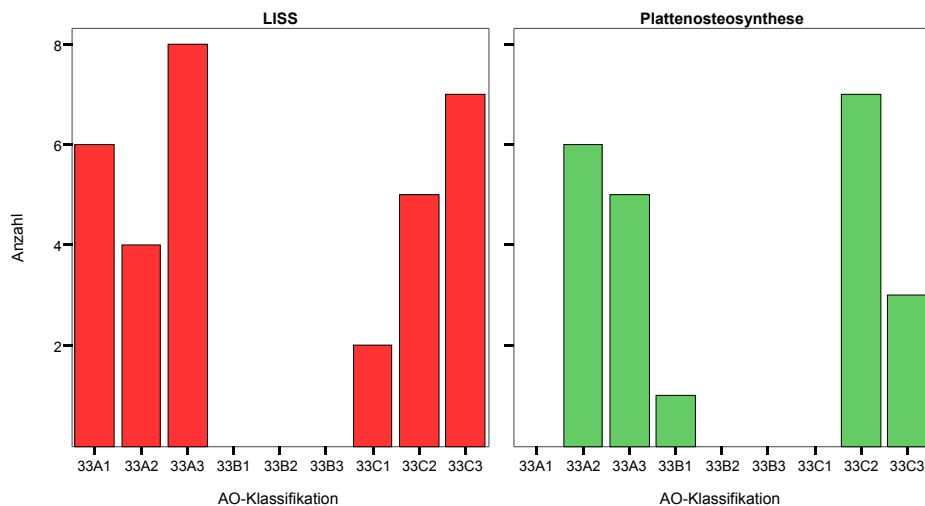


Abb. 5: Anteil der einzelnen Frakturtypen

Bei dieser Aufstellung sind die Frakturen bei liegender Knieendoprothese enthalten. Der Anteil der in dieser Studie ausschließlich als 33A-Frakturen aufgetretenen periprothetischen Frakturen betrug in der LISS-Gruppe 3,1% und in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 9%. Mit der bivariaten Analyse konnte gezeigt werden, dass die Schwere der Fraktur (AO-Klassifikation) mit dem Alter der Patienten korrelierte ($r_s=-0,420$ bei $p=0,002$). Das bedeutet, dass vor allem jüngere Patienten komplexere Frakturen erlitten.

7.1.3 Versorgung

Eine initiale Stabilisierung mit einem Fixateur externe und folgender sekundärer definitiver Osteosynthese erfolgte in der LISS-Gruppe bei 40,6%, bei der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen in 13,6% der Fälle, dieser Unterschied ist signifikant ($p=0,001$). Bei der Auswertung der Ergebnisse konnte aber mit der bivariaten Analyse gezeigt werden, dass dieser Unterschied in der initialen Stabilisierung keinen Einfluss hatte.

Bei den Osteosynthesen mit dem LISS-System wurden die längeren Platten am häufigsten verwendet, die 5-Loch Platte kam nur 5 Mal zur Verwendung.

Tab. 3: verwendete Implantate

LISS			Plattenosteosynthese		
Implantat	Anzahl	Prozent	Implantat	Anzahl	Prozent
5-Loch	5	15,6	Burriplatte	10	45,5
9-Loch	18	56,3	DCS	11	50
13-Loch	9	28,1	LC-DCP	1	4,5

Zusatzimplantate, meistens freie Zugschrauben, wurden in der LISS-Gruppe 16 Mal (50%) und in der anderen Gruppe 7 Mal (31,8%) verwendet, dieser Unterschied ist nicht signifikant ($p=0,184$). Bei 70% aller C-Frakturen und 17% aller A-Frakturen wurden Zusatzimplantate wie freie Zugschrauben verwendet.

Die durchschnittliche Zeit von der Verletzung bis zur Aufnahme betrug in der LISS-Gruppe 0,61 (0-6) Tage und in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 0,33 (0-5) Tage. Die Dauer für die beiden Gruppen von der Aufnahme bis zur definitiven Versorgung betrug 1,94 (0-10) Tage bzw. 1,05 (0-5) Tage. Die Dauer von der Verletzung bis zur definitiven Versorgung betrug 2,55 (0-11) Tage bzw. 1,38 (0-5) Tage und unterschied sich damit nicht signifikant ($p=0,198$).

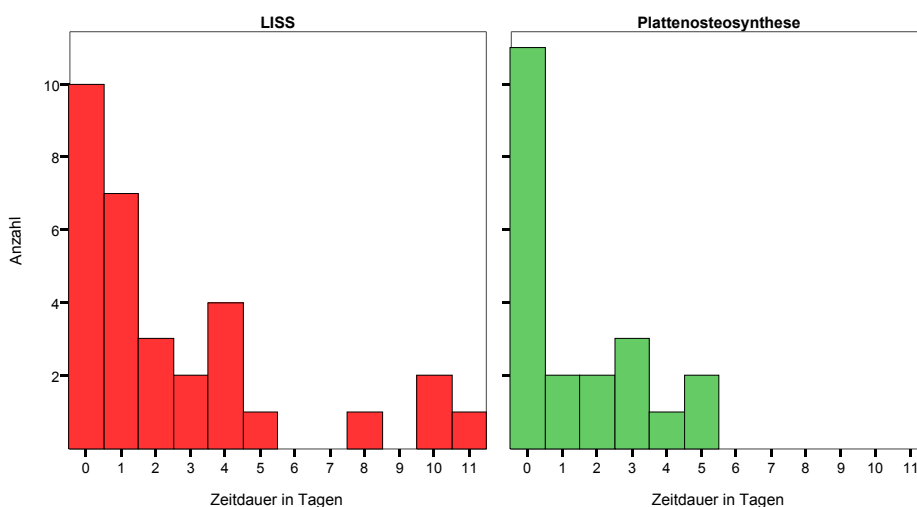


Abb. 6: Zeitdauer von der Verletzung bis zur definitiven operativen Versorgung

Die Operationsdauer betrug in der LISS-Gruppe 143 (45-265) Minuten und in der anderen Gruppe 156 (90-300) Minuten. Primäre Spongiosaplastiken wurden in der LISS-Gruppe in keinem, in der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen in einem Fall durchgeführt.

7.1.4 Hämatome

In der Gruppe der LISS-Osteosynthese und in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthese kam es je zu einem revisionspflichtigen Hämatom, das entspricht 3,1% in der ersten beziehungsweise 4,5% in der zweiten Gruppe.

7.1.5 Infektion

Postoperativ kam es bei der Gruppe der LISS-Osteosynthesen zu keiner Infektion (0%), bei der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen kam es in 2 Fällen zu einer Infektion (11,1%). Die Infektionsraten unterschieden sich nicht signifikant ($p=0,097$). Infektionen bei geschlossenen Frakturen traten in beiden Gruppen nicht auf.

Im ersten Fall erlitt eine 29-jährige Patientin eine zweitgradig offene Fraktur. Initial erfolgte eine Osteosynthese mit einer DCS ohne primäre Spongiosaplastik. Im weiteren postoperativen Verlauf kam es bei fehlender medialer Abstützung und Belastung zu einer zunehmenden Varusfehlstellung. Nach 9 Wochen wurden eine Reosteosynthese mit einer DCS und eine autologe Spongiosaplastik durchgeführt. Im Anschluss an die Reosteosynthese wurde bei einem positiven mikrobiellen Befund eine offene Wundbehandlung durchgeführt. Nach Konditionierung und Spalthauttransplantation kam es zur komplikationslosen Heilung.

Im zweiten Fall erlitt ein 49-jähriger Patient eine drittgradig offene 33C3 Fraktur. Diese wurde initial temporär stabilisiert und nach 11 Tagen definitiv mit einer Kondylenabstützplatte versorgt. Postoperativ kam es zu einem knochenfragmentbedingten arteriellen Verschluss. Trotz operativer Intervention konnte eine suffiziente Vaskularisation nicht mehr erreicht werden, so dass eine Woche postoperativ eine Ablatio femoris und eine mehrwöchige offene Wundbehandlung erfolgen mussten.

7.1.6 Verzögerte Knochenbruchheilung

In der Gruppe der LISS-Osteosynthesen kam es bei 24 Frakturen in 2 Fällen zu einer verzögerten Frakturheilung (8,3%).

Bei der ersten Patientin handelt es sich um eine 24-jährige Patientin, die bei einem Autounfall verletzt wurde. Die polytraumatisierte Patientin erlitt neben bilateralen distalen Femurfrakturen einen hinteren Kreuzbandriss auf der linken Seite und eine Unterschenkelfraktur links, die mit einem Kompartmentsyndrom einherging. Die distale Oberschenkelfraktur war eine drittgradig offene AO 33C3 Fraktur, die Fraktur rechts, die komplikationslos heilte, eine erstgradig offene AO 33C2 Fraktur. Am Aufnahmetag wurden beide Frakturen debridiert und gesäubert und mit einem externen Fixateur stabilisiert. Am zweiten Tag nach Aufnahme wurde die linke Seite mit einem 9-Loch LISS und 8 Zugschrauben stabilisiert, die rechte Seite wurde am zehnten Tag mit einem 5-Loch LISS und 3 Zugschrauben definitiv osteosynthetisch versorgt. Die Patientin konnte nach 3 Monaten mit dem linken Bein voll belasten, wurde aber danach für weitere Kontrollen verloren. Bei der letzten Untersuchung, die 54 Monate postoperativ stattfand, berichtete die Patientin über eine in einer anderen Klinik stattgefundene sekundäre Spongiosaplastik 6 Monate postoperativ. Bei der klinischen Untersuchung bestand weder eine Achsfehlstellung in der Frontalebene noch eine Rotationsdeformität, das Bewegungsausmaß war in Extension/Flexion 10/0/150. Der Neer Score betrug 57 Punkte (nicht zufrieden stellend) und der Lysholm Score 32 Punkte. Diese schlechten Ergebnisse waren hauptsächlich auf eine Insuffizienz des hinteren Kreuzbandes zurückzuführen, eine Kreuzbandersatzplastik ist aber vorgesehen.

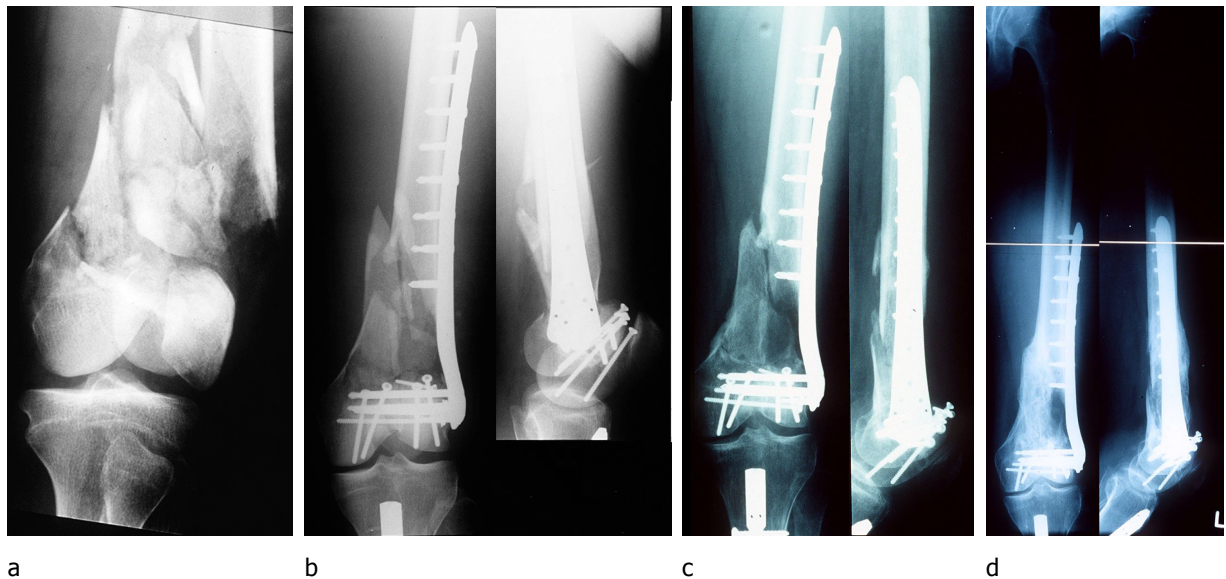


Abb. 7: Bild (a) zeigt die Unfallbilder, (b) die postoperativen Bilder. Die Röntgenaufnahmen (c) sind 6 Monate postoperativ angefertigt worden, bevor die Patientin mit einer sekundären Spongiosaplastik therapiert wurde. Bild (d) wurde nach 22 Monaten aufgenommen.

Der zweite Patient ist ein 55-jähriger Patient, der aus größerer Höhe stürzte und sich im Rahmen eines Polytraumas neben einer linksseitigen distalen geschlossenen Femurfraktur Typ 33C2 bilaterale proximale Femurfrakturen Typ 31B2 zuzog. An relevanten Vorerkrankungen ist ein Nikotin- und Alkoholabusus mit einer symptomatischen peripheren arteriellen Verschlusskrankheit zu nennen. Die distale Femurfraktur wurde am Aufnahmetag mit einem 9-Loch LISS und einer Zugschraube versorgt, die Schenkelhalsfrakturen mit einer dynamischen Hüftschraube beidseits, rechts zusätzlich mit einer Antirotationsschraube. Nach 6 Monaten dann erfolgte eine Lockerung der rechten Antirotationsschraube, die durchgeführte radiologische Diagnostik ergab eine fehlende Durchbauung im rechten proximalen Femur und einen einsehbaren Frakturspalt im linken distalen Femur. Eine nach 9 Monaten durchgeführte Tomographie des linken distalen Femur ergab einen weiterhin einsehbaren Frakturspalt und eine beginnende Kallusmineralisation.

Bei der nach 19,6 Monaten postoperativ stattgefundenen Nachuntersuchung gab der Patienten an, aufgrund der symptomatischen peripheren arteriellen Verschlusskrankheit 18 Monate postoperativ in einer auswärtigen Klinik bilaterale iliakale Bypässe erhalten zu haben. Klinisch war die Fraktur konsolidiert, erneute Röntgenaufnahmen wurden vom Patienten zum Untersuchungszeitpunkt abgelehnt.

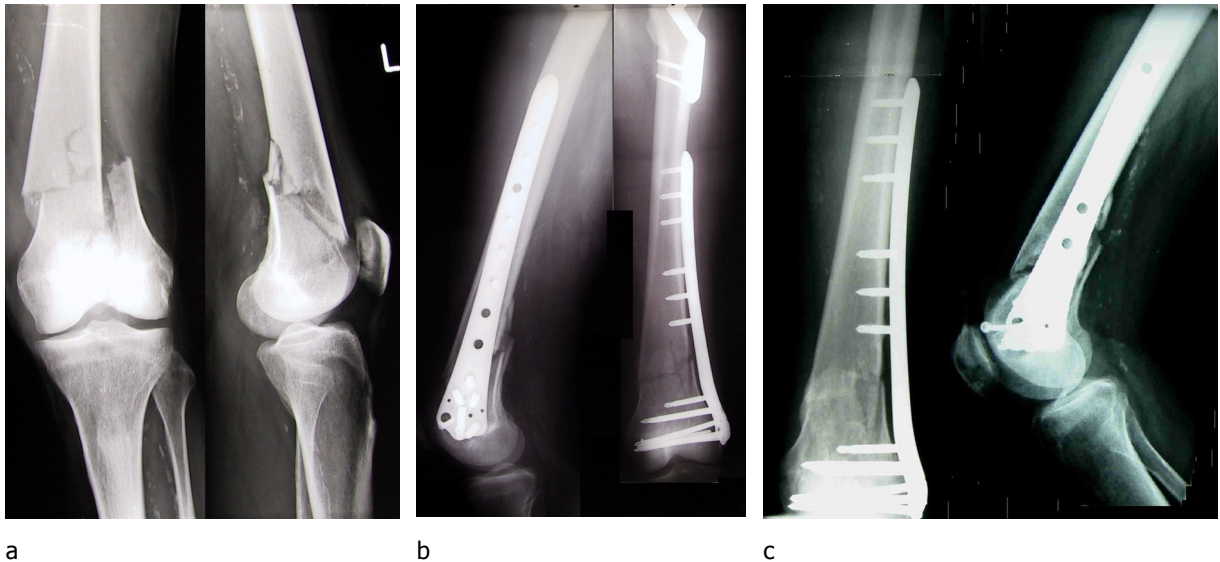


Abb. 8: Bild (a) zeigt die Unfallbilder, (b) die postoperativen Bilder. Die Röntgenaufnahmen (c) sind 9 Monate postoperativ angefertigt worden, deutlich einsehbarer Frakturspalt im seitlichen Strahlengang. Gut sichtbar sind die Gefäßverkalkungen im Bild (a) und (c).

Klinisch imponierte eine Achsfehlstellung in Frontalebene (5 Grad Valgus), eine Beinverkürzung von 2 cm, aber keine Rotationsdeformität. Der Neer Score des Patienten betrug 66 Punkte und der Lysholm Score 59 Punkte.

In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen wurden keine verzögerten Knochenbruchheilungen oder Pseudarthrosen dokumentiert. Der Unterschied war statistisch nicht signifikant ($p=0,372$).

7.1.7 Implantatversagen

Zu einem Implantatversagen kam es insgesamt 4 Mal, in der Gruppe der LISS-Osteosynthesen von 25 Fällen bei 3 Patienten (12%), in der zweiten Gruppe zu 1 Fall von 9 nachuntersuchten Patienten (11,1%).

In der LISS-Gruppe kam es im ersten Fall bei einer 54-jährigen Patientin 8 Tage postoperativ ohne erkennbaren Grund zu einer proximalen Implantatlockerung beziehungsweise Schraubenausriss, in diesem Fall war eine 5-Loch Platte verwendet worden. Bei der Patientin wurde eine Reosteosynthese mit bikortikalen, partiell winkelstabilen Schrauben durchgeführt, zusätzlich wurde das Knie temporär transfixiert. Im weiteren Verlauf kam es zu einer komplikationslosen Heilung.

Im zweiten Fall kam es bei einer 77-jährigen Patientin 12 Tage postoperativ ebenfalls zu einer proximalen Implantatlockerung mit insuffizienter Verankerung der proximalen Schrauben bei einer 9-Loch Platte, auch hier erfolgte die Reosteosynthese mit dem LISS und bikortikalen, partiell winkelstabilen Schrauben. Die weitere Frakturheilung war komplikationslos.

Im dritten Fall kam es bei einem 51-jährigen Patienten, bei dem ein 9-Loch LISS verwendet worden war, 2 Tage nach Entlassung des Patienten 9 Wochen postoperativ zu einem Materialversagen. Es wurde eine Reosteosynthese mit einem retrograden Nagel durchgeführt.

In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen erlitt eine 29-jährige Patientin eine zweitgradig offene Fraktur, es wurde eine Osteosynthese mit einer DCS ohne primäre Spongiosaplastik durchgeführt. Im weiteren postoperativen Verlauf kam es bei fehlender medialer Abstützung

und Belastung zu einer zunehmenden Varusfehlstellung bei Lockerung und Verbiegen des Implantates. Die 9 Wochen postoperativ durchgeführte Reosteosynthese mit einer DCS mit autologer Spongiosaplastik führte zur problemlosen Ausheilung.

7.1.8 Sekundäroperationen

Als Sekundäroperationen sind Arthrolyse, Exostenabtragung oder Entfernung von heterotopen Ossifikationen und die sekundäre Spongiosaplastik zu nennen, die Aufteilung ist in Tab. 4 dargestellt. Weitere sekundäre Eingriffe, wie zur Therapie einer Infektion oder eine Reosteosynthese bei Implantatversagen, wurden weiter oben beschrieben.

Tab. 4: Häufigkeit ausgewählter sekundärer Eingriffe

	LISS		Plattenosteosynthese	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
sekundäre Spongiosaplastik	2	8	1	11,1
Entfernung von Exostosen oder heterotopen Ossifikationen	3	12	0	0
Arthrolyse	1	4	2	22,2

Die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bezüglich der sekundären Spongiosaplastik ($p=0,805$), der Entfernung heterotoper Ossifikationen oder Exostosen ($p=0,266$) und der Arthrolyse ($p=0,108$) waren nicht signifikant.

In der Gruppe der LISS-Osteosynthesen wurde eine Spongiosaplastik bei der Patientin mit der verzögerten Frakturheilung durchgeführt, deren Fall im entsprechenden Kapitel beschrieben wurde.

Die zweite Spongiosaplastik wurde bei einer 25-jährigen Patientin durchgeführt, die sich bei einem Autounfall eine drittgradig offene Fraktur vom Typ 33C3 nach AO zuzog. Diese Fraktur wurde am Aufnahme-tag provisorisch stabilisiert und am 4. Tag definitiv osteosynthetisch versorgt. Neben einem 9-Loch LISS kamen 3 Zugschrauben und Polypins zur Anwendung, eine primäre Spongiosaplastik erfolgte trotz eines circa 3 cm lange Knochenverlustes nicht. Dieser Defekt wurde während der Frakturheilung nicht überbrückt, so dass 12 Monate postoperativ eine sekundäre Spongiosaplastik mit einem corticospongiösen Span erfolgte. Nach diesem Zweiteingriff erfolgte die ereignislose Konsolidierung der Defektzone.

Die Spongiosaplastik in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen wurde im Rahmen einer Reosteosynthese durchgeführt. Dieser Fall wurde weiter oben im Abschnitt 7.1.6 beschrieben.

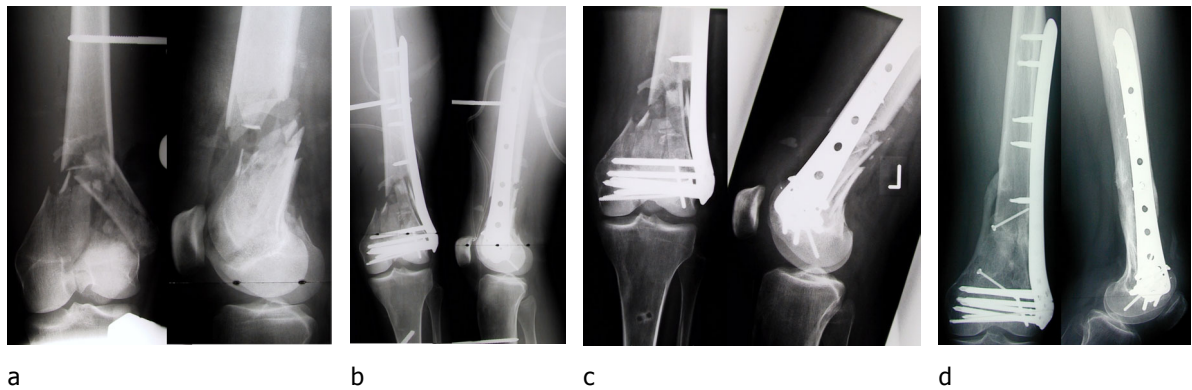


Abb. 9: Bild (a) zeigt die drittgradig offene 33C3 Fraktur nach provisorischer Fixateurstabilisierung. Postoperative Aufnahmen (b), 1 Monat postoperativ (c), der mediale Knochendefekt ist gut zu erkennen. Bild (d) ist 16 Monate nach der Erstoperation und 4 Monate nach der Spongiosaplastik aufgenommen, zu erkennen sind hier die Schrauben zu Fixierung des corticospongiösen Spans.

7.1.9 Sonstige Komplikationen

Bei 1 Patientin (3,1%) in der LISS-Gruppe kam es bei Narkoseende zu einer Lungenarterienembolie, die die Implantation eines Cavaschirmes und folgende Antikoagulation notwendig machte. In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen wurde 1 Mal (4,5%) eine tiefe Beinvenenthrombose diagnostiziert, die ebenfalls eine Antikoagulation notwendig machte.

7.2 Ergebnisse der Nachuntersuchung

Aus der Gruppe der 29 LISS-Patienten konnten insgesamt 21 Patienten mit 23 Frakturen nachuntersucht werden. In diese Gruppe wurde auch die eine, oben erwähnte Patientin mit der Fraktur bei liegender Knieendoprothese eingeschlossen. Von den verbleibenden 8 Patienten waren 4 (12,9%) verstorben, bei 2 Patienten wurde im Laufe der Behandlung der Oberschenkel amputiert (einmal auf Grund kritischer Weichteilverhältnisse bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit und einmal wegen eines frakturfernen chronischen Infektes bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit) und 2 Patienten waren nicht auffindbar. Die Nachuntersuchungsrate lag bei 72,4% aller Patienten. Schließt man die Oberschenkelamputierten und verstorbenen Patienten aus, liegt die Untersuchungsrate bei 93,1%. Aus der Gruppe der 22 konventionellen Plattenosteosynthesen konnten 9 Patienten nachuntersucht werden. Von den verbleibenden 13 Patienten waren 8 Patienten (36,4%) verstorben, 1 Patient war Oberschenkelamputiert, 2 Patienten waren nicht auffindbar und 3 Patienten verweigerten eine Nachuntersuchung. Die Nachuntersuchungsrate lag bei 40,9% aller Patienten. Schließt man die Oberschenkelamputierten und verstorbenen Patienten aus, liegt die Untersuchungsrate bei 69,2%. Damit ist ein großes Problem der mittelfristigen bis langfristigen Studien angesprochen. Trotz intensiver Anstrengungen gelingt es nicht, wie im Fall der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen 30,8% zu einer Nachuntersuchung einzuladen.

Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum in der LISS-Gruppe betrug 31,2 (13 bis 54,7) Monate, der der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 72,7 (41,7 bis 97,7) Monate.

7.2.1 Fehlstellungen

Die Definition einer Fehlstellung wurde nach einem Vorschlag von Ricci et al. übernommen [170]. Eine Winkeldeformität größer als 5 Grad, mehr als 1 cm Längenänderung und eine Rotationsdeformität

größer gleich 10 Grad wurden für die Definition Fehlstellung benutzt. Die Achsen wurden radiologisch und klinisch kontrolliert, davon die Rotation in liegender Position bei 90 Grad Hüftflexion.

Eine Winkeldeformität in der Frontalebene größer als 5 Grad konnte in 2 (8,7%) Fällen in der LISS-Gruppe diagnostiziert werden, in der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen wurde eine Winkeldeformität größer als 5 Grad in 1 (11,1%) Fall festgestellt.

Eine Längenänderung von mehr als 1 cm wurde in der Gruppe der LISS-Osteosynthesen 4 (17,4%) Mal beobachtet, in der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen 2 (22,2%) Mal. Bei den häufig mehrfachverletzten Patienten geht aber aus diesen Daten nicht hervor, ob die distale Femurfraktur ursächlich für Längendifferenz ist. Werden die Patienten nicht berücksichtigt, bei denen kontralaterale Femurfrakturen, ipsilaterale Mehretagenbrüche oder Kettenverletzungen vorlagen, sind es in der Gruppe der LISS 7,1% Fehlstellungen bezüglich der Länge und der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 25%.

Eine Rotationsfehlstellung von größer gleich 10 Grad wurde in der LISS-Gruppe 1 (4,3%) Mal und in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 2 (22,2%) Mal gesehen.

Bei den Nachuntersuchungspatienten unterschieden sich die Achsfehlstellungen ($p=0,863$), Verkürzungsfehlstellungen ($p=0,891$), Rotationsfehlstellungen ($p=0,144$) nicht signifikant. Diese Aussage bleibt auch gültig, wenn die Patienten mit Mehretagenverletzungen, kontralateralen Femurfrakturen oder periprothetischen Frakturen nicht berücksichtigt werden.

Insgesamt lag die Anzahl der Fehlstellungen nach den oben genannten Kriterien in der LISS-Gruppe bei 6 (26,1%) Fällen und in der Gruppe der konventionellen Osteosynthesen bei 4 (44,4%) Fällen.

7.2.2 Zeit der knöchernen Konsolidierung

Die Zeit bis zur knöchernen Konsolidierung konnte aufgrund unvollständiger Datensätze nicht ausgewertet werden. Weder lagen zu allen Zeiträumen Röntgenaufnahmen in 2 zueinander orthograden Ebenen vor, noch wurden zu jedem Nachuntersuchungszeitpunkt die Schmerzhaftigkeit der Fraktur beim Laufen oder bei Palpation und das Ausmaß der Belastung dokumentiert. Zusätzlich wurden nicht alle Patienten zu ihren frühen postoperativen Nachuntersuchungsterminen vorstellig. Auch in einigen Fällen, in denen Patienten auswärtig postoperativ betreut wurden, ergaben sich Probleme wegen fehlender Röntgenbilder oder nicht vollständiger Dokumentation. Wegen der langen Nachuntersuchungszeiträume (bis 97,7 Monate) kam es bei der Patientenbefragung nach der Zeit bis zur Vollbelastung nicht immer zu verlässlichen Angaben.

7.2.3 Bewegungsausmaß

In der LISS-Gruppe kam es in insgesamt 5 (21,7%) Fällen zu einem Extensionsdefizit. In 1 Fall betrug das Defizit 35 Grad, in 3 Fällen 10 Grad und in einem Fall 5 Grad. In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen konnte in 1 (11,1%) Fall ein Extensionsdefizit von 5 Grad nachgewiesen werden.

Bei dem Patienten mit dem Extensionsdefizit von 35 Grad handelt es sich um einen 54-jährigen Patienten, bei dem prätraumatisch ein Extensionsdefizit von 10 Grad nach Unterschenkelamputation und konservativ therapierter Tibiakopffraktur bestand.

Die mittlere Flexion lag in der LISS-Gruppe bei 121 Grad (90-150), einmal war lediglich eine maximale Beugung von 90 Grad zu verzeichnen, die bereits prätraumatisch nach einer vor mehreren Jahren

stattgefundenen Patellectomie bestand.

In der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen lag die mittlere Flexion bei 123 Grad (90-140), einmal war eine maximale Flexion von 90 Grad zu verzeichnen. Die einzelnen Werte für die Flexion und Extension sind ab Tab. 15 auf Seite 51 aufgeführt.

Beim Vergleich der mittleren Werte der Flexion und der Extension beider Gruppen wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede gefunden, diese Aussage bleibt auch gültig, wenn die Patientin mit der periprothetischen Fraktur von der Analyse ausgeschlossen wird.

Bei der bivariaten Analyse konnte einzig ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen Extension und Flexion ($r_s=0,408$ bei $p=0,02$) bei allen nachuntersuchten Patienten aufgezeigt werden.

7.2.4 Neer Score

Der Neer Score [149] wurde bestimmt. Der mittlere Wert betrug in der LISS-Gruppe 77,2 (57-100) Punkte und in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 75 (48-100) Punkte. Damit gab es exzellente oder befriedigende Ergebnisse in 77,3% respektive 62,5% der Fälle. Der Neer Gesamtscore unterschied sich nicht signifikant zwischen den beiden Gruppen ($p=0,832$).

Tab. 5: Ergebnisse nach Neer [149] beider Gruppen

Neer Kategorie	LISS		Plattenosteosynthese	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
exzellent	5	22,7	3	37,5
befriedigend	12	54,6	2	25
unbefriedigend	5	22,7	2	25
mangelhaft	0	0	1	12,5
Total	22	100	8	100

Bei der bivariaten Analyse konnte einzig eine Korrelation zwischen der Verletzungsschwere der Patienten und dem Neer Score ($r_s=-0,441$ bei $p=0,015$) gezeigt werden. Mit den vorliegenden Daten konnte kein Zusammenhang zwischen der Schwere der distalen Femurfraktur und dem Neer Score nachgewiesen werden.

7.2.5 Lysholm Score

Es wurde der modifizierte Lysholm Score erhoben [212]. Der mittlere Wert betrug in der LISS-Gruppe 66,3 (24-97) Punkte und in Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen 58,4 (12-93) Punkte ($p=0,552$).

8 Diskussion

Die Probleme der Vergleichbarkeit von klinischen Studien wurden weiter oben angesprochen. Neben uneinheitlichen Definitionen von Komplikationen behindern auch fehlende Dokumentation und eine nicht einheitliche Klassifizierung von Ergebnissen die Vergleichbarkeit. Die speziellen Probleme werden in den einzelnen Kapiteln diskutiert.

8.1 Patientendaten

8.1.1 Allgemein

In der eigenen Untersuchung betrug das Durchschnittsalter der LISS-Gruppe 50,2 Jahre und das der Gruppe der Plattenosteosynthesen 62,8 Jahre. In vergleichbaren Studien reicht das Durchschnittsalter von 39,2 Jahren [102] bis 86,6 Jahre [80]. Während das Durchschnittsalter vergleichbar ist, sind Vergleiche der Altersverteilung wegen fehlender Daten schwierig.

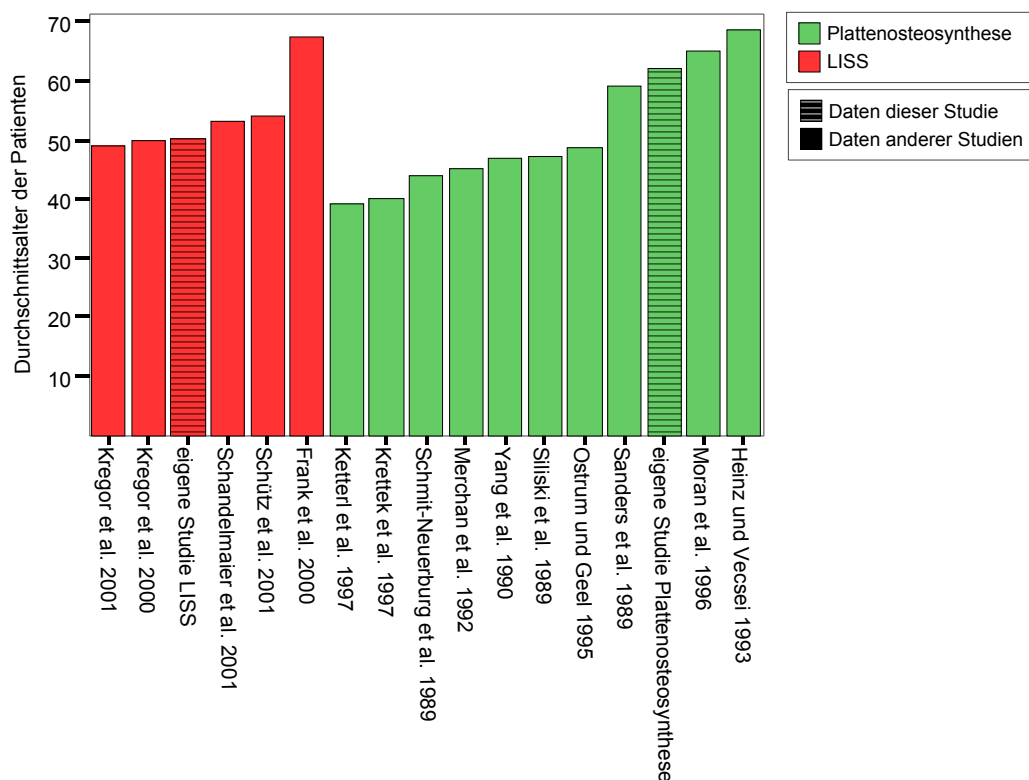


Abb. 10: Durchschnittsalter der Patienten in Jahren, im Vergleich mit ausgewählter Literatur

Da Angaben zur Osteoporose meist fehlen, ist das Alter der einzige Parameter, das Rückschlüsse auf das Vorhandensein einer Osteoporose zulassen könnte. Das Alter kann aber auch andere Faktoren bedingen, wie zum Beispiel eine fehlende Compliance bei physiotherapeutischen Betreuung oder der Einhaltung der Belastung, die für die Sicherung des Operationsergebnisses wichtig sind. Für eine statistische Auswertung müsste dann eine partielle Korrelationsanalyse mit Alter und der Osteoporose erfolgen, die aber wegen des fehlenden Datenmaterials nicht möglich ist.

Folgende Zahlen sollen die Altersverteilung und das seltene Auftreten der distalen Femurfrakturen verdeutlichen. Die Inzidenz und die damit verbundene Wahrscheinlichkeit, eine solche Fraktur zu erleiden, hängen vom Alter und vom Geschlecht ab. Die Inzidenzen sind in verschiedenen Ländern fast

identisch. Die zweigipflige Inzidenzverteilung sei am Beispiel der Frauen verdeutlicht: bei unter einjährigen Mädchen beträgt die Inzidenz circa 5, um danach auf circa 0,5 pro 10.000 Einwohner zu fallen. Danach steigt die Inzidenz rasant an und erreicht bei über 85-jährigen circa 17 pro 10.000 Einwohner [10, 18].

Trotz des hohen Anstieges im Alter handelt es sich um eine seltene Fraktur, so sind proximale Femurfrakturen 11 Mal häufiger [223]. Bei der Auswertung von Daten von 1,3 Millionen Versicherten in den USA betrug bei den über 65-jährigen Patienten die Inzidenz für eine Hüftfraktur 73,9, für eine distale Radiusfraktur 37,8 und für Femurschaft und distale Femurfrakturen gemeinsam 6,8 pro 10.000 Versicherte [223].

Auch die Unfallursachen, die unten diskutiert werden, lassen vorsichtige Rückschlüsse auf die Qualität des Knochens zu. Auffällig ist der hohe Anteil an niedrigenergetischen Stürzen von 71,9% in der LISS-Gruppe und 63,6% in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen. Allgemeine Ursachen dieser ohne ein adäquates Trauma aufgetretenen Frakturen sind vielfältig. Es kann sich entweder um eine generalisierte Erkrankung des Knochens (z.B. Osteoporose) handeln oder um fokale Läsionen (z.B. Knochenzysten oder Knochentumoren) oder um andere wie Refrakturen bei Implantatlockerungen. Eine besondere Stellung nehmen auch die periprothetischen Frakturen ein.

Als weitere Faktoren für ein direkt signifikant erhöhtes Frakturrisiko, konnten, neben weiteren Gründen für eine sekundäre Osteoporose, Nikotin- und Koffeinkonsum identifiziert werden [15].

Insgesamt sind die klinischen funktionellen Resultate bei distalen Femurfrakturen nicht zufrieden stellend. Bei über 65-jährigen Patienten sind es zum Beispiel nur 24%, die nach 60 Tagen entweder die prätraumatische Funktion wieder erlangten oder mit Hilfsmitteln unabhängig waren, im Gegensatz dazu sind es bei subtrochantären Femurfrakturen 68% [28].

Die besonderen Schwierigkeiten bei der Osteoporose liegen in der Verankerung des Osteosynthesematerials, da Spongiosaschrauben und Kleinfragmentschrauben nur beschränkten Halt geben. Die Haltekraft von Schrauben im Knochen ist unter anderem von zwei Faktoren abhängig: vom Lastwinkel und von der Anzahl der Gewindegänge in der Kortikalis [193].

Der Lastwinkel, das heißt die Richtung der Schraubenbeanspruchung, ist direkt mit der Art des Implantates verbunden. Bei der konventionellen Plattenosteosynthese, bei der die Schrauben auf Auszug belastet werden (Lastwinkel 0°) kommt es zu einer Querbeanspruchung des Knochens. Bei einem winkelstabilen System wie dem LISS, bei dem die Schrauben auf Scherung belastet werden (Lastwinkel 90°) kommt es zu einer Längsbeanspruchung des Knochens. Es konnte nachgewiesen werden, dass sich die maximale Haltekraft einer monokortikalen Schraube linear zum Lastwinkel verhält. Die geringste Haltekraft ergibt sich somit bei einer Auszugsbelastung (konventionelle Plattenosteosynthese), die höchste Haltekraft ergibt sich bei einer Scherbelastung (winkelstabiles System). Als Ursache wurden die anisotropen Eigenschaften des Knochens diskutiert [193].

Der zweite Faktor ist die Anzahl der Gewindegänge in der Kortikalis. Das bedeutet, dass die Haltekraft der Schrauben bei konstanter Schraubengeometrie von der Dicke der Kortikalis abhängt. Da mit dem Auftreten der Osteoporose die Knochendicke abnimmt [23, 175], ist damit eine geringere Haltekraft der Schrauben gegeben.

Ein zusätzlicher Vorteil der Schraubengeometrie der LISS Kondylenschrauben gegenüber den konventionellen Spongiosaschrauben könnte darin bestehen, dass sich die Haltekraft durch die Anzahl der Gewindegänge erhöht und dass die flachgewindigen Kondylenschrauben nicht so stark in den porotischen Knochen schneiden und damit die Lockerung durch das cutting-out vermindern.

schen Knochen schneiden und damit die Lockerung durch das cutting-out vermindern.

In der eigenen Arbeit konnte kein Zusammenhang zwischen Patientenalter und Implantatversagen nachgewiesen werden.

8.1.2 Trauma

Die sehr unterschiedlichen Inzidenzen der distalen Femurfrakturen und die Ursachen für die verschiedenen Altersgruppen lassen sich durch die Art des Traumas und die Altersverteilung der verschiedenen Traumaarten demonstrieren.

So fanden sich 86,7% aller Verkehrsunfälle bei Patienten, die jünger als 55 Jahre waren. Bei den Patienten mit einem Alter ab 75 Jahren waren Stürze die ausschließliche Unfallursache.

In der LISS Gruppe waren 66% der Patienten polytraumatisiert oder erlitten Begleitverletzungen, in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen waren es 50%. Die Rate der polytraumatisierten Patienten hängt natürlich neben der Definition der Begleitverletzung von dem Alter der Studienpatienten ab. Die Zusammensetzung des Patientenkollektivs und damit der Anteil der polytraumatisierten Patienten oder Anteil an offenen Frakturen hängt sicherlich auch von vielen schwer vergleichbaren Faktoren ab: Infrastruktur des Einzugsgebietes, Anteil der Krankenhäuser mit Maximalversorgung und Altersverteilung der Bevölkerung.

Im Vergleich mit der neueren Literatur liegt die Rate der mehrfachverletzten und polytraumatisierten Patienten zwischen 45,8% [80] und 75% [187]. So beträgt das Durchschnittsalter der Patienten bei Schmit-Neuerburg et al. 44 Jahre [187], im Vergleich zu 62,2 Jahren in der Gruppe der Plattenosteosynthesen in der vorliegenden Studie.

Tab. 6: Anteil der Hochenergietraumata und Anteil der mehrfachverletzten und polytraumatisierten Patienten („Polytraumata“) im Vergleich mit ausgewählten Literaturangaben ab 1989, geteilt nach der Art des Implantates

LISS			Plattenosteosynthese		
Autor	Polytraumata (%)	Hochenergietraumata (%)	Autor	Polytraumata (%)	Hochenergietraumata (%)
Lagana et al. 2000 [123]	38,5	38,5	Heinz und Vecsei 1993 [80]	45,8	28,6
Schütz et al. 2001 [192]	48,2	k.A.	Mize 1989 [140]	41,2	58,7
Schandelmaier et al. 2001 [179]	k.A.	63	Sanders et al. 1989 [177]	45,7	40,0
Kregor et al. 2000 [110]	54,8	66,1	eigene Studie	50	40,9
eigene Studie	66	34,4	Siliski et al. 1989 [197]	59	76
			Zehntner et al. 1992 [240]	62,7	74,6
			Yang et al. 1990 [239]	66,7	77,4
			Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	75	85

Der Anteil der offenen Frakturen betrug 21,9% in der Gruppe der LISS beziehungsweise 22,7% in der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen. Verglichen mit Angaben aus der Literatur ist das ein hoher Anteil offener Frakturen, wenn man das Durchschnittsalter der Patienten betrachtet. Bei der

Untersuchung von Krettek et al. 1997 mit 25% offenen Frakturen beträgt das Durchschnittsalter 40 Jahre [114]. Die Studien von Zehntner et al. 1992 [240] und Krettek et al. 1998 [116], die beide über höhere Anteile an offenen Frakturen berichten, lassen eine Bestimmung des durchschnittlichen Patientenalters nicht zu. Betrachtet man ausschließlich das Durchschnittsalter der Patienten dieser Studie und den vergleichsweise hohen Anteil an offenen Frakturen, sind die Voraussetzungen für eine komplikationslose Heilung als eher ungünstig einzustufen.

Tab. 7: Anteil der offenen Frakturen im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	offene Frakturen (%)	Autor	offene Frakturen (%)
Frank et al. 2000 [58]	8,9	Merchan et al. 1992 [137]	0
Schandelmaier et al. 2001 [179]	18,5	Mize 1989 [140]	13,2
eigene Studie	21,9	Ostrum und Geel 1995 [152]	16,7
Schütz et al. 2001 [192]	29	Ketterl et al. 1997 [102]	16,9
Kregor et al. 2000 [110]	33,9	Heinz und Vecsei 1993 [80]	17,1
		Yang et al. 1990 [239]	21,5
		eigene Studie	22,7
		Krettek et al. 1997 [114]	25
		Zehntner et al. 1992 [240]	28,8
		Sanders et al. 1989 [177]	31,4
		Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	34
		Siliski et al. 1989 [197]	38,5
		Krettek et al. 1998 [116]	40,1

8.1.3 Versorgung

Der Anteil der initialen provisorischen Stabilisierung ist in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Er hängt natürlich von verschiedenen Faktoren ab, wie von dem Anteil der offenen Frakturen, dem Anteil der schwerstverletzten Patienten oder dem Anteil der aus anderen medizinischen Gründen nicht primär operablen Patienten. Weiterhin spielen aber auch schwer quantifizierbare Faktoren wie die Operationskapazität einer Klinik oder die allgemeine Philosophie mit Bevorzugung der primären oder sekundären Versorgung eine Rolle. Bei Yang et al. [239] wurden die Frakturen bei Aufnahme der Patienten mit einer Extension stabilisiert, um die Zeit für die Diagnostik der Begleitverletzungen auszuweiten, der Anteil der mehrfachverletzten und polytraumatisierten Patienten lag bei 66,7%.

Die Angaben in der Literatur zur initialen Stabilisierung sind insgesamt selten, trotzdem scheint die Zahl in der eigenen Untersuchung von 13,6% bei der Plattenosteosynthese bei 50% mehrfachverletzten oder polytraumatisierten Patienten eher niedrig zu sein. Bei Publikationen mit der LISS liegt nur eine Studie [110] mit entsprechenden Zahlen vor.

Tab. 8: Anteil der initialen Stabilisierung im Vergleich mit ausgewählter Literatur, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	Initiale provisorische Stabilisierung (%)	Autor	Initiale provisorische Stabilisierung (%)
eigene Studie	40,6	Zehntner et al. 1992 [240]	3,4
Kregor et al. 2000 [110]	64,5	eigene Studie	13,6
		Johnson 1988 [97]	40
		Krettek et al. 1997 [114]	62,5
		Yang et al. 1990 [239]	100

Auch der Anteil der Frakturen, die innerhalb der ersten 24 Stunden nach Aufnahme versorgt wurden, ist sehr heterogen. Er schwankt zwischen 0% [42, 97] und 72,9% [187].

In zwei Studien [42, 97], in denen alle Frakturen verzögert versorgt wurden, beträgt die mittlere Zeit bis zur Versorgung 9,6 Tage [97] beziehungsweise 8 (3-26) Tage [42]. Aus der folgenden Tabelle ist ersichtlich, dass der Anteil der innerhalb von 24 Stunden versorgten Patienten im Vergleich mit der Literatur hoch ist, nur eine Studie berichtet über eine höheren Prozentsatz [187].

Tab. 9: Anteil der Frakturen in Prozent, die innerhalb der ersten 24 Stunden nach Aufnahme versorgt wurden, im Vergleich mit ausgewählter Literatur, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	Versorgung innerhalb von 24 Stunden (%)	Autor	Versorgung innerhalb von 24 Stunden (%)
Schandelmaier et al. 2001 [179]	35,2	Johnson 1988 [97]	0
Kregor et al. 2000 [110]	35,5	Della et al. 1980 [42]	0
Schütz et al. 2001 [192]	41,4	Pritchett 1984 [164]	26
eigene Studie	53,1	Heinz und Vecsei 1993 [80]	34,3
		Krettek et al. 1997 [114]	37,5
		eigene Studie	59,1
		Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	72,9

Die Operationsdauer ist in Tab. 10 dargestellt. Die Operationszeiten sind von unterschiedlichen Faktoren abhängig, wie dem Anteil intraartikulären und komplexen intraartikulären Frakturen. Krettek et al. [116] hatte mit 38% einen hohen Anteil komplex (C3) intraartikulärer Frakturen im Gegensatz zu Bolhofner et al. [25] mit 16,7%. In der eigenen Studie betrug der Anteil von intraartikulären Frakturen 41,1% in der LISS Gruppe mit insgesamt 20,6% C3 Frakturen und in der Gruppe der Plattenosteosynthesen 45,5% mit insgesamt 13,6% C3 Frakturen. Weiterhin gilt es auch die Anzahl und die Erfahrung der eingesetzten Operateure, die Art der Reposition und die unterschiedlichen chirurgischen Zugänge zu bedenken, die aber aufgrund fehlender Daten nicht vergleichbar sind.

Tab. 10: Dauer der definitiven osteosynthetischen Versorgung, im Vergleich mit ausgewählter Literatur, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	Operationszeit (min)	Autor	Operationszeit (min)
Lagana et al. [123]	115		
Schandelmaier et al. 2001 [179]	137	Bolhofner et al. 1986 [25]	91
eigene Studie	143	Pritchett 1984 [164]	120
Kregor et al. 2001 [111]	209	eigene Studie	156
Frank et al. 2000 [58]	160	Krettek et al. 1998 [116]	224
Kregor et al. 2000 [110]	200		

Der Anteil der primären Spongiosaplastiken liegt in dieser Studie in der LISS-Gruppe bei 0% und in der Gruppe der Plattenosteosynthesen bei 9,1%. Angaben in der Literatur über den Anteil der primären Spongiosaplastik bei der Plattenosteosynthese reichen von 0% [137, 152] bis 86,7% [140].

Tab. 11: Prozentsatz der primären Spongiosaplastiken im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	primäre Spongiosaplastiken (%)	Autor	primäre Spongiosaplastiken (%)
eigene Studie	0	Merchan et al. 1992 [137]	0
Kregor et al. 2000 [110]	1,6	Ostrum und Geel 1995 [152]	0
		eigene Studie	9,1
		Siliski et al. 1989 [197]	34,6
		Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	30,2
		Zehntner et al. 1992 [240]	59,3
		Heinz und Vecsei 1993 [80]	22,8
		Krettek et al. 1998 [116]	54,5
		Mize 1989 [140]	86,7

8.2 Komplikationen

8.2.1 Infektion

Bei der hier vorliegenden Studie kam es in der Gruppe der LISS-Osteosynthesen in keinen Fall und in der Gruppe der Plattenosteosynthesen in 2 Fällen (11,1%) zu einer Infektion. Wie weiter oben beschrieben, sind die Vergleiche mit anderen Studien sehr vorsichtig zu werten, da in den seltensten Fällen die zugrunde liegende Definition einer Infektion erkennbar ist.

Nutzt man die oben beschriebene Definition, die die genaue Beobachtung der klinischen Zeichen einschließt, ist man bei einem retrospektiven Studiendesign stark von der Qualität der Dokumentation abhängig.

Aus der Literatur ist nur schwer ersichtlich, über welchen Beobachtungszeitraum mögliche Infektionen diagnostiziert wurden, eine ausschließliche Beobachtung in der frühen postoperativen Phase ist möglich wie der Zeitraum bis zum letzten Nachuntersuchungstermin. In der eigenen Studie wurden alle möglichen Infektionen bis zum letzten Nachuntersuchungszeitpunkt erfasst.

Tab. 12: Infektionsraten im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	Infektionen (%)	Autor	Infektionen (%)
eigene Studie	0	Krettek et al. 1997 [114]	0
Lagana et al. 2000 [123]	0	Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	1
Frank et al. 2000 [58]	2,4	Ketterl et al. 1997 [102]	3,4
Kregor et al. 2001 [111]	3	Mize 1989 [140]	4,4
Kregor et al. 2000 [110]	3,2	Krettek et al. 1998 [116]	6,2
Schandelmaier et al. 2001 [179]	3,7	Moran et al. 1996 [144]	6,7
Schütz et al. 2001 [192]	4	Merchan et al. 1992 [137]	7,1
		Siliski et al. 1989 [197]	7,7
		Heinz und Vecsei 1993 [80]	11,1
		eigene Studie	11,1
		Yang et al. 1990 [239]	12,9

8.2.2 Verzögerte Knochenbruchheilung

Bei dem LISS ergeben sich folgende Schwierigkeiten: durch die hohe Stabilität dieser Osteosynthese ist eine zögerliche Durchbauung keine Komplikation, die definitiv in eine fatale Situation mündet. Falls die Frakturheilung nun nicht nach 6 oder 8 Monaten abgeschlossen sein sollte, ist das bei einer sicheren Verankerung und damit hohen stabilen Situation beim LISS kein ungewöhnliches Ereignis, genügt aber der Definition einer verzögerten Frakturheilung oder sogar einer Pseudarthrose.

Mit der Einführung der Definition der Pseudarthrose konnten Diagnostik und Therapie dieser Komplikation verglichen werden. Dazu musste ein Zeitraum definiert werden, nach dem eine Frakturheilung ohne Intervention unwahrscheinlich war. Diese Definition besteht aber aus einer Zeit der konservati-

ven Therapie, der gewollten direkten Frakturheilung und der spontanen Frakturheilung mit „dynamischer“ osteosynthetischer Versorgung wie intramedullären Implantaten oder überbrückender Plattenosteosynthese in elastischer Technik. Man muss nun bei der neuen Generation winkelstabiler Implantate fragen, ob diese Definition, die ja Ausdruck für eine Komplikation sein soll, dem Verfahren gerecht wird. Die Konsequenz wäre eine genaue Angabe der physikalisch supportiven oder invasiven Maßnahmen, die sekundär angewendet wurden. Das Nennen der Rate der verzögerten Frakturheilung oder Pseudarthrose wäre fakultativ, da sie nicht mehr mit der Rate der sekundäre Therapien bei einer Frakturheilungsstörung korreliert.

Die Vergleichbarkeit mit anderen Studien wird dadurch erschwert, dass in vielen Fällen entweder nur verzögerte Frakturheilungen oder nur die Pseudarthroserate angegeben wird oder beide in der Kategorie Frakturheilungsstörungen summiert werden. Eine Übersicht dazu bringt Tab. 13. Im eigenen Kollektiv traten verzögerte Frakturheilungen bei der LISS-Osteosynthese in 8,3% der Fälle auf, eine Pseudarthrose wurde nicht gesehen. Bei der Plattenosteosynthese wurde, wie oben erwähnt, keine Frakturheilungsstörung dokumentiert, dieser Unterschied war nicht signifikant ($p=0,266$).

Tab. 13: Vergleich der verzögerten Frakturheilungen und Pseudarthroseraten mit ausgewählter Literatur ab 1989, geteilt nach LISS-Osteosynthesen und konventionellen Plattenosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen und distalen Femurschaftfrakturen

LISS		
Autor	verzögerte Frakturheilung (%)	Pseudarthrose (%)
Kregor et al. 2000 [110]	1,6	-
Frank et al. 2000 [58]	2,4	-
Kregor et al. 2001 [111]	-	5
Schandelmaier et al. 2001 [179]	5,5	0
Schütz et al. 2001 [192]	6,1	
eigene Studie	8,3	0

Plattenosteosynthese		
Autor	verzögerte Frakturheilung (%)	Pseudarthrose (%)
Krettek et al. 1997 [114]	0	0
eigene Studie	0	0
Siliski et al. 1989 [197]	0	-
Mize 1989 [140]	1,5	0
Schmit-Neuerburg et al. 1989 [187]	3,1	
Ostrum und Geel 1995 [152]	-	3,3
Sanders et al. 1989 [177]	-	5,7
Zehntner et al. 1992 [240]	3,4	3,4
Heinz und Vecsei 1993 [80]	11,4	-
Merchan et al. 1992 [137]	4,7	7,1
Krettek et al. 1998 [116]	6,2	6,2
Yang et al. 1990 [239]	12,9	
Moran et al. 1996 [144]	20	

8.2.3 Implantatversagen

Zum Implantatversagen wurden Implantatbrüche, Schraubenausrisse oder Schraubenlockerungen und Reosteosynthesen bei sekundärer Fehlstellung gezählt.

Die Häufigkeit des Implantatversagens hängt von den Ursachen für das Implantatversagen ab: von der Rate der verzögerten Frakturheilungen und Pseudarthrosen und von der Knochenqualität (Grad der Osteoporose) bei der distalen Lockerungen und Schraubenwanderungen. Auch die Einschlusskriterien der Frakturen könnten die Häufigkeit der Implantatversagen beeinflussen. Es ist vorstellbar, dass bei den Studien, in denen auch distale Femurschaftfrakturen therapiert wurden, die Rate der distalen Lockerungen geringer ist, da bei im Schaftbereich gelegenen Frakturen die distale, frakturnahe Verankerung durch Kortikalisschrauben oder monokortikale Schrauben im festeren Knochen gewährleistet ist.

Weiterhin sind auch hier schwer quantifizierbare Ursachen zu bedenken, wie die Mitarbeit der Patienten bei der Einhaltung der Teilbelastung oder die Erfahrung der Operateure beim transkortikalen Einbringen der monokortikalen LISS-Schrauben. Dieses Problem soll an den folgenden zwei Fällen dargestellt werden.

Beim ersten Fall in der LISS-Gruppe kam es, wie oben erwähnt, zu einem Implantatversagen ohne ersichtlichen Grund am 8. postoperativen Tag, eine mögliche Ursache ist hier die dorsale Lage des LISS und damit die potentielle intrakortikale, tangentielle Verankerung der monokortikalen Schrauben.

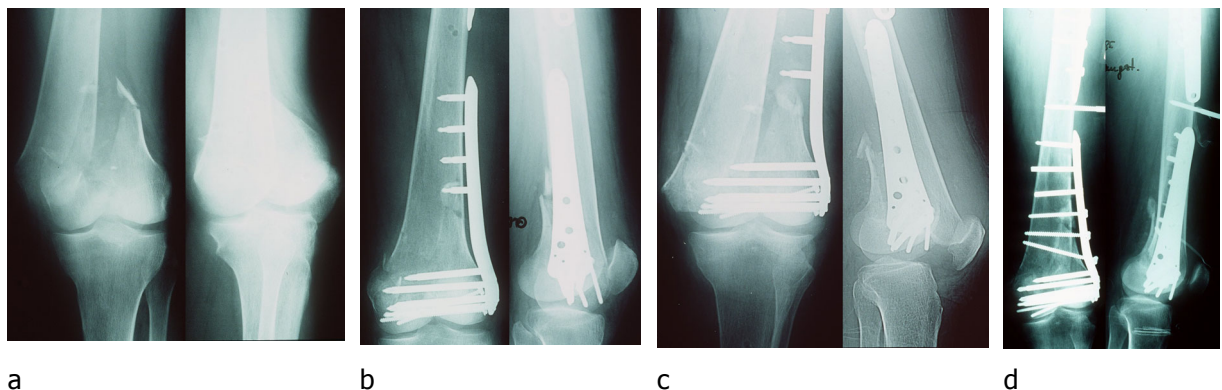


Abb. 11: Fallbeispiel 1, Implantatversagen nach LISS-Osteosynthese. Bild (a) ist präoperativ, (b) postoperativ aufgenommen. Postoperativ fällt die dorsale Lage des LISS auf. Bild (c) zeigt das Implantatversagen 8 Tage postoperativ, (d) nach der Reosteosynthese mit bikortikalen, partiell winkelstabilen Schrauben

Im zweiten Fall kam es 12 Tage postoperativ zu einem Implantatversagen, die Ursache liegt auch hier möglicherweise in einer zu weit dorsalen Platzierung des LISS.

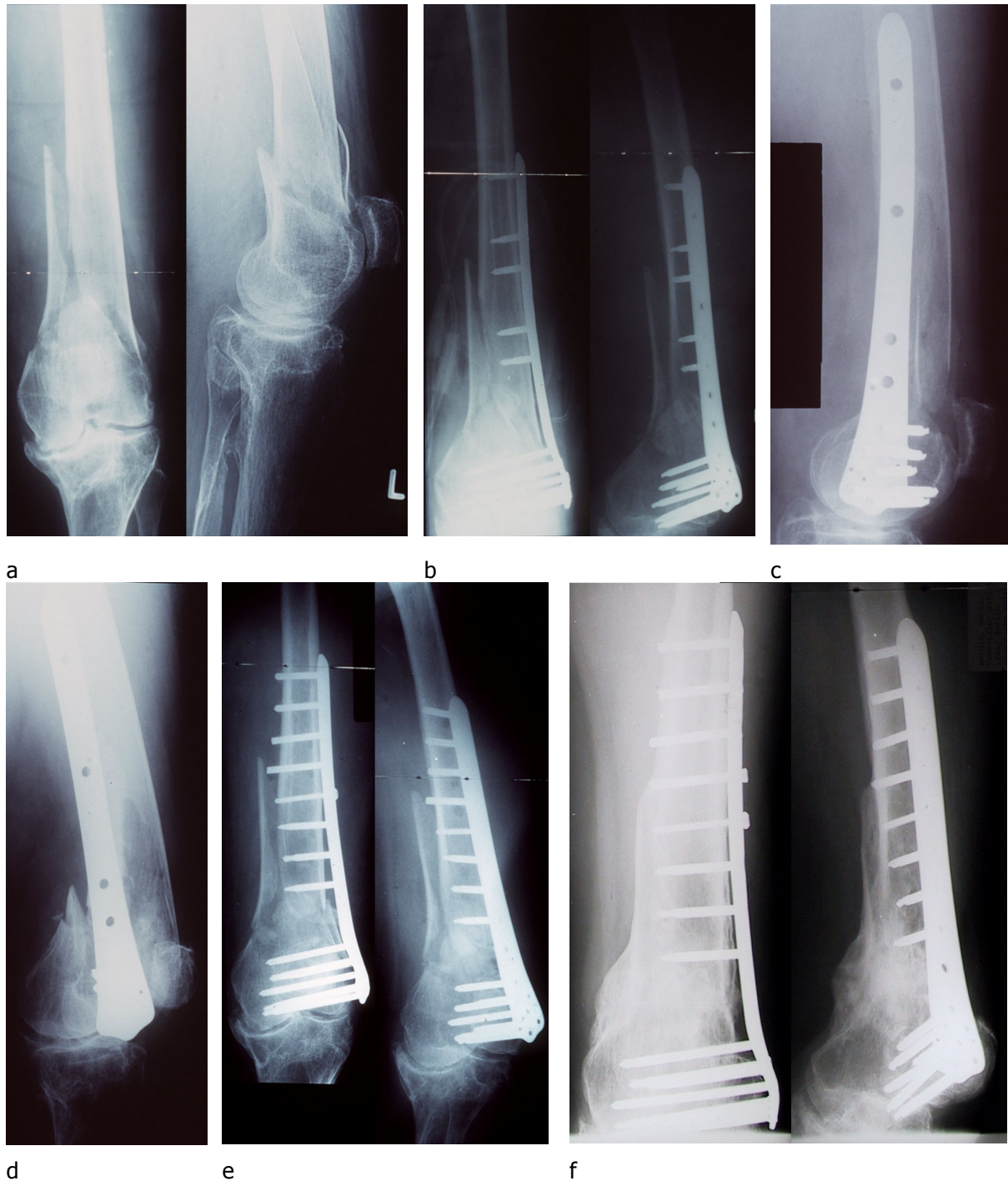


Abb. 12: Fallbeispiel 2, Implantatversagen nach LISS-Osteosynthese. Bild (a) ist präoperativ, (b) postoperativ aufgenommen. In der nicht streng seitlichen Aufnahme kann die Lage des LISS nicht beurteilt werden. Bild (c) wurde als 2. postoperative Aufnahme 5 Tage postoperativ gefertigt, hier kann eine zu weit dorsale Lage des LISS vermutet werden. Bild (d) ist 11 Tage postoperativ aufgenommen. Bild (e) zeigt die Situation nach Reosteosynthese mit partiell winkelstabilen Schrauben. Das rechte Bild (f) ist eine Aufnahme 15 Monate nach der initialen Versorgung

Das erste dargestellte Implantatversagen ereignete sich 1997, circa 6 Monate nach Beginn der klinischen Anwendung, das zweite Implantatversagen 1998. Da unsere Klinik zu denen gehörte, die an der Multizentrumsstudie teilnahmen [192], ist es vorstellbar, dass die Implantatversagen aufgrund implan-

tatspezifischer Probleme auch der mangelnden Erfahrung der Operateure mit dem neuen Implantat zuzurechnen ist.

Die Rate des Implantatversagens in der eigenen Studie ist noch einmal im Vergleich mit der neueren Literatur in Abb. 13 dargestellt.

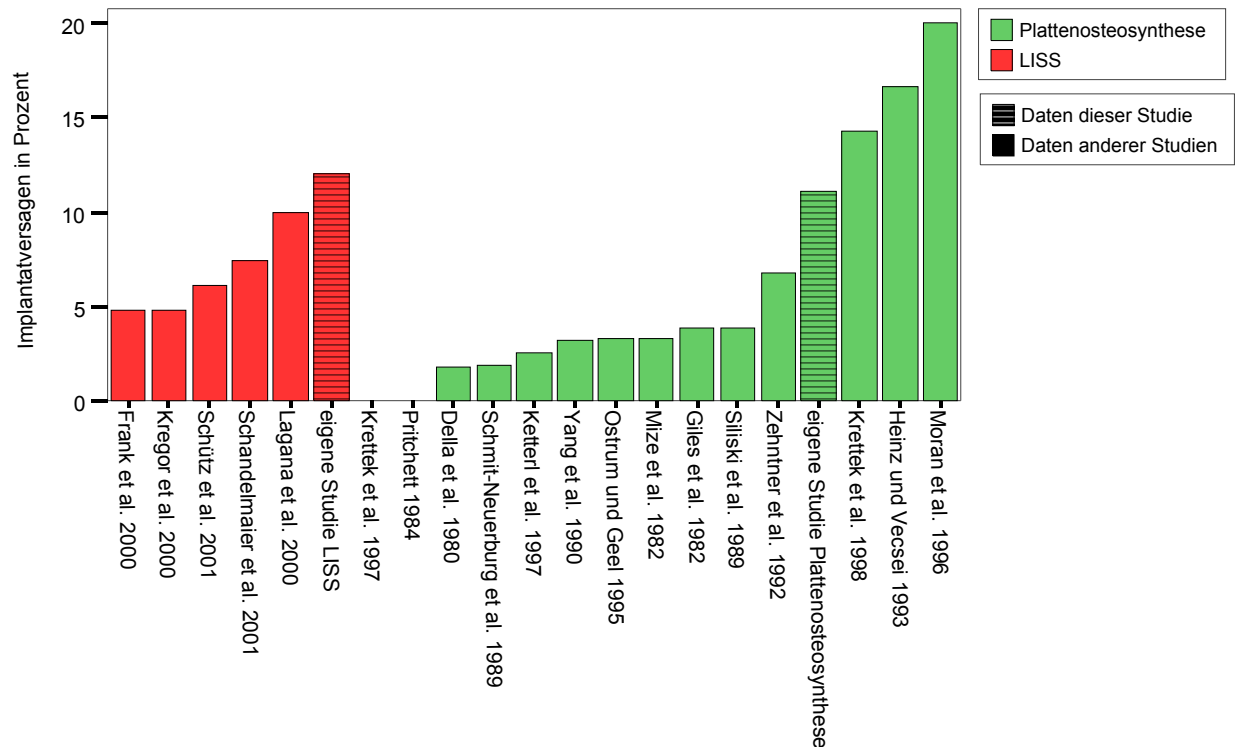


Abb. 13: Implantatversagen in Prozent, im Vergleich mit ausgewählter Literatur, nach Osteosynthesen distaler Femurfrakturen und distaler Femurschaftfrakturen

8.2.4 Sekundäroperationen

Die Anzahl der sekundär durchgeführten Arthrolysen und Entfernung heterotoper Ossifikationen oder Exostosen lässt sich nur eingeschränkt vergleichen. Bei den LISS-Osteosynthesen lag die Rate der Arthrolysen bei 4% und bei der Entfernung von Ossifikationen oder Exostosen bei 12%. Kregor et al. [110] berichten über 14,5% Operationen, die wegen einer eingeschränkten Beweglichkeit durchgeführt wurden, meist aufgrund einer überschießenden metaphysären Kallusbildung. Die Rate der sekundären Spongiosaplastiken reicht bei den LISS-Osteosynthesen von 0% [123] über 1,6% [110] und 5% [192] bis 8% in der eigenen Studie.

Eine Spongiosaplastik wurde aufgrund einer verzögerten Frakturheilung durchgeführt und eine wegen eines ventralen Kortikalisdefektes. Bei beiden Fällen handelt es sich um drittgradig offene Frakturen, im zweiten Fall wurde trotz eines 3 cm großen Knochendefektes keine primäre Spongiosaplastik durchgeführt. Aufgrund dieser Fälle wird tendenziell in unserer Klinik bei drittgradig offenen, komplexen Frakturen, bei denen ein Knochendefekt vorliegt, eine frühzeitige Spongiosaplastik durchgeführt.

8.3 Ergebnisse der Nachuntersuchung

Die Nachuntersuchungsrate lag bei 72,4% und ist gut mit der von Lagana et al. von 76% [123] und Schandelmaier et al. von 74% [179] vergleichbar. Der mittlere Nachuntersuchungszeitraum liegt aber mit 31,2 Monaten deutlich höher als der von Lagana et al. mit 10,5 Monaten [123]. Auch die Nachuntersuchungszeiträume anderer Studien mit 9 Monaten [111] und 13,7 Monaten [192] sind deutlich kürzer (Abb. 14). Das Problem der unzufriedenstellenden Nachuntersuchungsraten präsentiert sich aber in den meisten Langzeitstudien mit traumatologischen Patienten [170].

Die schlechte Nachuntersuchungsrate von 40,9% bei den Plattenosteosynthesen ist sicherlich mit dem sehr langen Nachuntersuchungszeitraum von 72,7 Monaten erklärbar. In der neuer Literatur berichten nur Ketterl et al. [102] mit 81,4 Monaten über einen längeren Nachuntersuchungszeitraum. Das durchschnittliche Patientenalter dieser Studie war aber mit 39,2 Jahren erheblich geringer als in der eigenen Erhebung mit 62,2 Jahren.

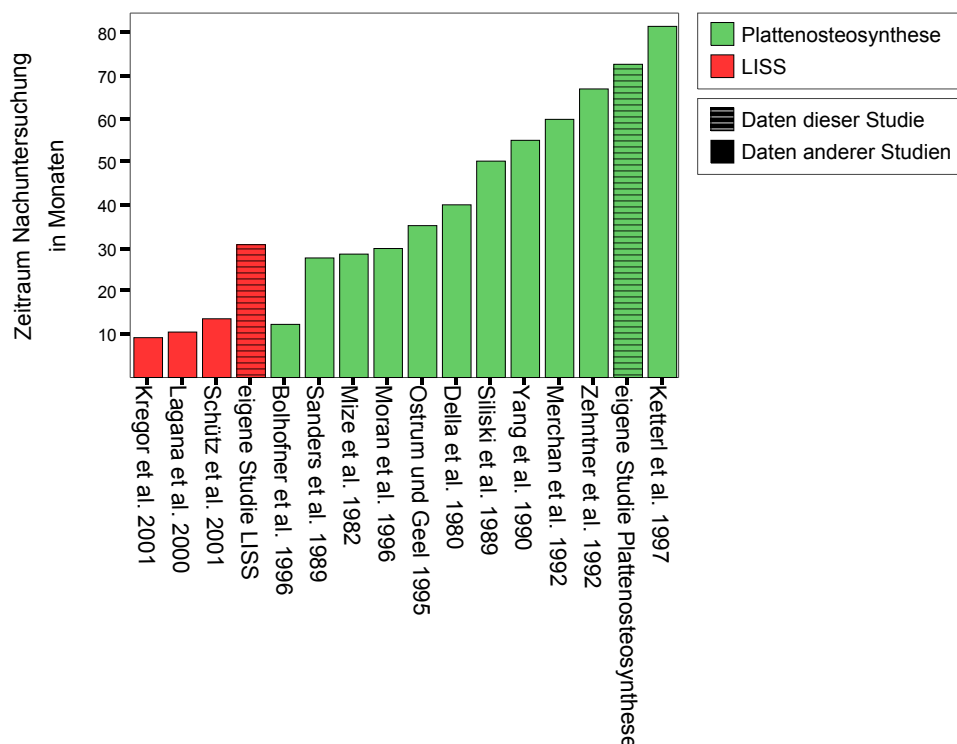


Abb. 14: durchschnittlicher Zeitraum der Nachuntersuchung, im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989, nach Osteosynthesen distaler Femurfrakturen und distaler Femurschaftfrakturen

Weiterhin ergeben sich Schwierigkeiten beim Vergleichen der Nachuntersuchungsraten, da in einigen Studien schon Patienten, bei denen kein vollständiger Datensatz vorliegt, grundsätzlich von der Studie und nicht nur von der Nachuntersuchung ausgeschlossen werden und damit natürlich höhere Werte erreicht werden.

Wie oben berichtet, waren alleine 36,4% der Patienten in der Gruppe der Plattenosteosynthesen verstorben. Die Todesursachen konnten in nur wenigen Fällen sicher geklärt werden, dabei standen sie nicht im Zusammenhang mit der distalen Oberschenkelfraktur. Schließt man die oberschenkelamputierten und verstorbenen Patienten aus, liegt die Untersuchungsrate bei 69,2%.

8.3.1 Fehlstellungen

Wie Ricci et al. beschrieben, existieren viele Definitionen der Fehlstellung in der Literatur [170]. Mehr als 5 Grad Winkeldeformität, mehr als 1 cm Längenänderung und größer gleich 10 Grad Rotationsdeformität wurden für die Definition Fehlstellung am häufigsten benutzt. Die Autoren empfahlen, dass sich zukünftige Studien an dieser Definition orientieren sollten. In der eigenen Studie wurde diese Definition benutzt.

Die Schwierigkeit beim Vergleich verschiedener Studien liegt neben der Definition der Fehlstellungen in der Art der Veröffentlichung der einzelnen Werte. Nur in wenigen Arbeiten sind die einzelnen, fallbezogenen Daten ersichtlich. Da sonst die Werte aber in Kategorien zusammengefasst werden, ergeben sich die Schwierigkeiten aus den nicht standardisierten Grenzwerten. Sind z.B. Achsfehlstellungen in die Kategorien „bis einschließlich 10 Grad“ und „größer als 10 Grad“ eingeteilt, lassen sich verständlicherweise die Achsfehlstellungen, die mehr als 5 Grad betragen, nicht rekonstruieren.

Die zweite Schwierigkeit besteht in mathematisch nicht korrekten Definitionen. Eine Fehlstellung von 5 oder 10 Grad ist in vielen Arbeiten nicht existent. Die Kategorien lauten „kleiner als 5 (10) Grad“ und „größer als 5 (10) Grad“ und damit kann eine Winkelmaß von 5 (10) Grad keiner Kategorie von beiden zugeordnet werden. Analog inkorrekt sind Kategorien wie „5-10 Grad“ und „10-20 Grad“, bei denen 10 Grad nicht eindeutig zugeordnet werden können. Diese mathematischen Unzulänglichkeiten lassen sich häufig bei Rotation, Längenfehlstellung, Abweichung in der Frontalebene, Flexion und Extension beobachten.

Weiterhin ist nicht immer einwandfrei eruierbar, ob die Fälle mit ipsilateralen oder kontralateralen Femurfrakturen ausgeschlossen wurden, zusätzlich ist bei Verkürzungsfehlstellungen nicht immer angegeben, ob diese operationstechnisch gewünscht waren.

Falls es die Publikationen nicht zulassen, dass die Rohdaten veröffentlicht werden, sollten Winkelfehlstellungen in mathematisch korrekt definierten Kategorien eingeteilt werden, die sich um jeweils 5 Grad erhöhen. Längenfehlstellungen sollten in korrekt definierten 1 cm Abständen klassifiziert werden. Bei jeder Fehlstellung sollte zudem die Erhebungsmethode genannt werden. So sollte beschrieben werden, ob eine klinische (Benennung der Untersuchungstechnik), radiologische (Knie a.p., Beinachsenganzaufnahmen, Kniegelenksaufnahmen im Stehen, Drehfehler-CT,...) oder eine sonographische Bestimmung erfolgte.

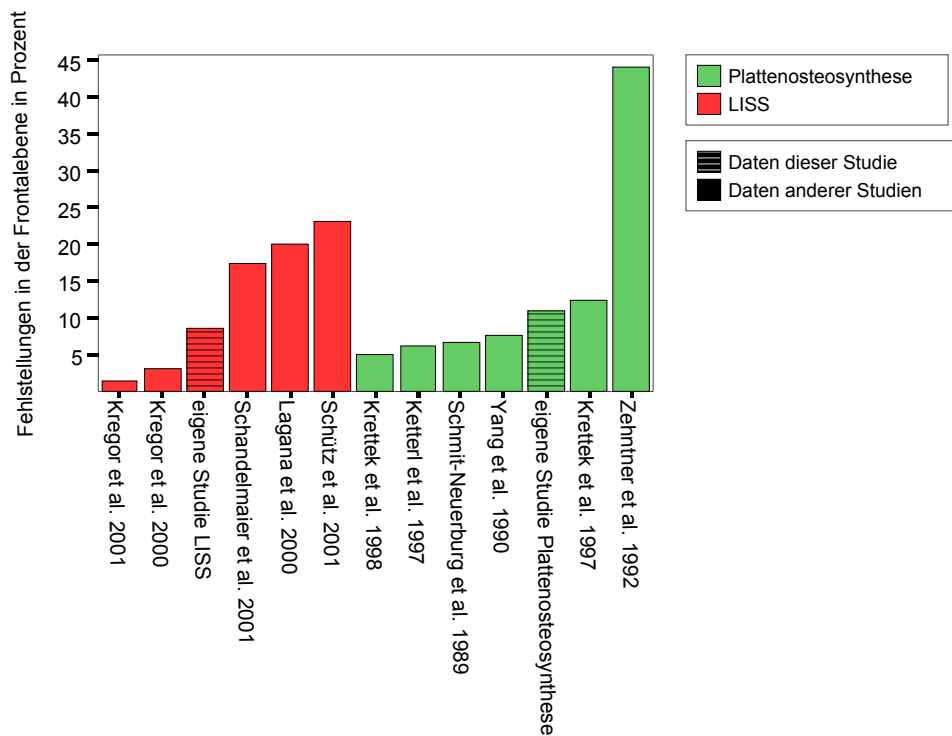


Abb. 15: Fehlstellungen in der Frontalebene (größer 5 Grad) in Prozent, verglichen im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989

Die Längendifferenzen größer als 1 cm und Rotationsfehlstellungen sind in Abb. 16 und Abb. 17 aufgeführt.

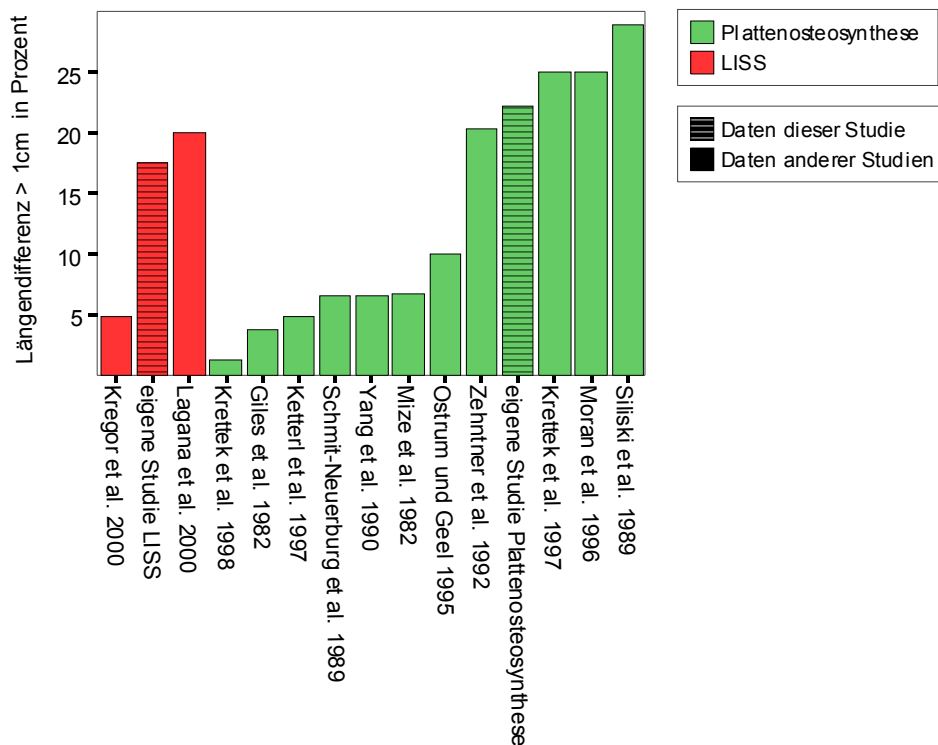


Abb. 16: Längendifferenzen (größer als 1 cm) in Prozent, verglichen im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989

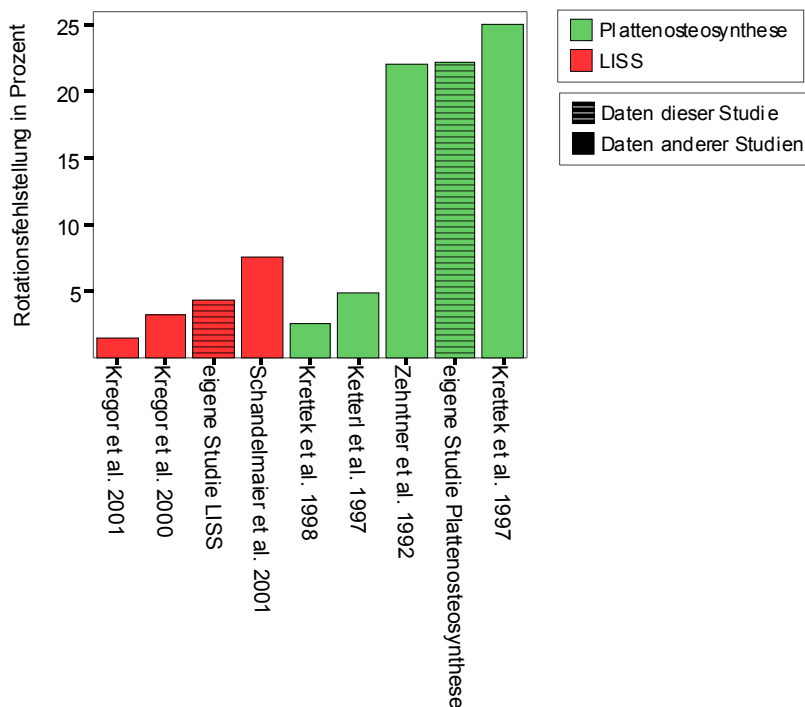


Abb. 17: Rotationsfehlstellungen (≥ 10 Grad) in Prozent, verglichen im Vergleich mit ausgewählter Literatur ab 1989

Die Vergleichbarkeit der Rotationsfehlstellungen ist auch hier durch unterschiedliche Grenzwerte eingeschränkt. Es werden z.B. „Drehfehler“ [187], Rotationsfehlstellungen größer als 15 Grad [116] oder Rotationsfehlstellungen größer als 20 Grad [179] angegeben. Bei diesen Angaben wird so nach der oben genannten Definition nur ein Teil der Rotationsfehlstellungen erfasst.

8.3.2 Zeit der knöchernen Konsolidierung

Aufgrund fehlender Daten war es, wie oben erwähnt, nicht möglich, die Zeit der knöchernen Konsolidierung zu bestimmen. Das Bestimmen des Zeitpunktes der knöchernen Konsolidierung ist aber auch von vielen Variablen abhängig. Nachuntersuchungszeiträume sind für den Patienten festgelegt. Die Zeit der knöchernen Konsolidierung ist stark von den Nachuntersuchungszeiträumen und damit von der Einbestellung und Anwesenheit der Patienten abhängig. Ein einmaliges Fehlen eines Patienten und damit fehlende Nachuntersuchung kann die dokumentierte knöcherne Konsolidierung um 2 Wochen verschieben. Bei ausgebliebener radiologischer Dokumentation liegt das Problem im retrospektiven Studiendesign. Es ist fraglich, ob, da ein standardisiertes Protokoll nicht vorlag, alle Untersucher immer die Art der Belastung und die verbundenen Schmerzen dokumentierten, um klinisch die knöchernen Konsolidierung zu dokumentieren.

8.3.3 Bewegungsausmaß

In Ganganalysen bei gesunden Probanden wurde das Bewegungsausmaß des Kniegelenkes bei Alltagsaktivitäten ermittelt [40]. Beim Gehen in der Ebene ist eine Flexion von 54 Grad, für das Treppensteigen von 104 Grad und für das Treppenabwärtsgehen von 97 Grad notwendig. Gute funktionelle Ergebnisse und ein flüssiges Gangbild sind aber nur mit einer vollständigen Streckung möglich, wobei ein Extensionsdefizit von unter 5 Grad tolerabel ist. Patienten mit einer Beugung von über 105 Grad und voller Streckung haben die besten funktionellen Ergebnisse [174].

Die Dokumentation des Bewegungsausmaßes unterscheidet sich sehr. Es wird entweder ein mittleres Bewegungsmaß [58, 111, 114, 152, 179, 192, 197] (z.B. durchschnittliche Flexion) angegeben oder ein Streck- oder Beugedefizit [102, 137, 140, 144, 179, 187, 239, 240]. Der Sinn einer isolierten Angabe eines Bewegungsausmaßes ist schwer zu verstehen, da die relevanten Einschränkungen nicht erfasst werden. Da die Streckung bei 0 Grad nicht physiologisch terminiert wird, kann eine mittlere Streckung von 0 Grad bedeuten, dass die Hälfte der Patienten ein Extensionsdefizit von 20 Grad aufweisen, während die andere Hälfte über ein um 20 Grad überstreckbares Kniegelenk klagen. Mit der mittleren Flexion verhält es sich ähnlich, auch hier ist eine isolierte Angabe eines arithmetischen Mittels von zweifelhaftem Wert und sollte deshalb nur als Ergänzung zur Angabe der Flexionsdefizite oder der erreichten Flexionen dienen. Die Angabe der Beugefähigkeit oder der Defizite ist willkürlich und von der Präferenz des Autors abhängig. So berichten verschiedene Autoren über Beugungen von weniger 90 Grad [152, 179], kleiner oder gleich 90 Grad [42, 137, 144] oder weniger als 100 Grad [66]. Die Einschränkung kann aber auch als Flexionsdefizit angegeben werden, z.B. größer als 10 Grad [102, 140], als 20 Grad [141] oder als 60 Grad [187]. Detaillierte Unterteilungen finden sich nur selten [239, 240]. Um die Ergebnisse besser vergleichen zu können, sollten Extension und Flexion kategorisiert werden. Die Extensionsdefizite sollten aufgrund der geringeren physiologischen Toleranz in Kategorien mit 5 Grad Schritten eingeteilt werden.

Für den Vergleich mit der Literatur, für die oben genannte Einschränkungen gelten, wurden aufgrund der besten Datenverfügbarkeit die mittlere Flexion und die maximale Beugung von 90 Grad ausgewertet.

In der LISS-Gruppe konnten 95,7% ihr Kniegelenk mehr als 90° flektieren.

Tab. 14: Darstellung der Flexion anhand der mittleren Flexion in Grad und dem Anteil der Kniegelenke, die über 90° flektiert werden konnten in Prozent, im Vergleich mit ausgewählter Literatur

LISS			Plattenosteosynthese		
Autor	mittlere Flexion in Grad	Flexion über 90° in Prozent aller Fälle	Autor	mittlere Flexion in Grad	Flexion über 90° in Prozent aller Fälle
eigene Studie	117	95,7	Krettek et al. 1997 [114]	138	-
Schütz et al. 2001 [192]	107	-	eigene Studie	123	98,9
Schandelmaier et al. 2001 [179]	104	72,5	Siliski et al. 1989 [197]	107	-
Frank et al. 2000 [58]	104	-	Ostrum und Geel 1995 [152]	106	96,7
Kregor et al. 2001 [111]	103	-	Yang et al. 1990 [239]	-	85
			Merchan et al. 1992 [137]	-	69,1
			Moran et al. 1996 [144]	-	58,3

Selbst eine detaillierte Kategorisierung gibt entweder nur eine Beschreibung der Beugung und damit keine Aussage über das Maß der Bewegungseinschränkung oder aber nur die Bewegungseinschränkung und damit keine Aussage über mögliche funktionelle Behinderungen. Eine Beugung von maximal 100 Grad kann entweder bei einer prätraumatischen Beugung von 100 Grad ein optimales Ergebnis sein (Beugedefizit 0 Grad) oder aber bei einer prätraumatischen Beugung von 150 Grad nicht zufrieden stellend (Beugedefizit von 50 Grad). Wünschenswert wären deshalb beide Angaben.

Tab. 15: Anteil der Beugefähigkeit in Prozent, im Vergleich mit ausgewählter Literatur

Autor	Flexion $\geq 130^\circ$	Flexion 120°	Flexion 110°	Flexion 100°	Flexion $\leq 90^\circ$
eigene Studie LISS	39,1	21,7	13	21,7	4,3
eigene Studie Platten-osteosynthese	66,7	11,1	11,1	0	11,1
Della et al. 1980 [42]	17,8	68,9			22,2
Merchan et al. 1992 [137]	19	33,3	0	16,6	30,9
Yang et al. 1990 [239]	62,6	22,5 (90-120°)			15%

Tab. 16: Anteil der Flexionsdefizite in Prozent, im Vergleich mit ausgewählter Literatur

Autor	Flexions-defizit 0°	Flexions-defizit 10°	Flexions-defizit 20°	Flexions-defizit 30°	Flexions-defizit $\geq 40^\circ$
eigene Studie LISS	64,6	11,8	11,8	5,9	5,9
eigene Studie Platten-osteosynthese	87,5	0	0	0	12,5
Zehntner et al. 1992 [240]	55,1 (0-5°)	20,4 (10-15°)	20,4 (20-25°)		4,1
Mize et al. 1982 [141]	76,6	-	-	-	-
Mize 1989 [140]	79,4	-	-	-	-

In der Literatur finden sich unterschiedlichste Angaben zu den Extensionsdefiziten. Dabei reichen die Angaben von 1,2% [102] bis 95,2% [137] der Fälle bei Extensionsdefiziten größer gleich 10 Grad. Betrachtet man in der Gruppe der LISS-Osteosynthesen nur die Fälle der frischen Frakturen ohne prätraumatische Einschränkungen, sind es 3 von 23 Fällen (13%) mit einem Extensionsdefizit von 10 Grad. In keinem Fall war das Extensionsdefizit größer als 10 Grad. Der Unterschied zwischen der Gruppe der LISS-Osteosynthesen und der konventionellen Plattenosteosynthesen war nicht signifikant.

Tab. 17: Anteil der Fälle mit einem Extensionsdefizit von größer gleich 10 Grad in Prozent, im Vergleich mit ausgewählter Literatur

LISS		Plattenosteosynthese	
Autor	Extensionsdefizit ≥ 10° in Prozent aller Fälle	Autor	Extensionsdefizit ≥ 10° in Prozent aller Fälle
Schandelmaier et al. 2001 [179]	7,5	eigene Studie	0
eigene Studie	17,4	Ketterl et al. 1997 [102]	1,2
		Giles et al. 1982 [66]	7,7
		Moran et al. 1996 [144]	8,3
		Krettek et al. 1997 [114]	12,5
		Johnson 1988 [97]	20
		Zehntner et al. 1992 [240]	30,6
		Merchan et al. 1992 [137]	95,2

8.3.4 Neer und Lysholm Score

Um die Ergebnisse verschiedener Studien vergleichen zu können, sind Punktbewertungsschemata (Scores) nicht zwingend notwendig. Die Voraussetzung für das Vergleichen nicht kategorisierter Daten ist aber eine vollständige Darstellung der erhobenen Einzeldatensätze. Für eine bessere und einfachere Vergleichbarkeit werden Daten kategorisiert, dabei geht aber jede Kategorisierung mit einem Datenverlust einher. Selbst eine feinstufige Kategorisierung wäre nicht ausreichend, um beliebige Scores nachträglich zu erstellen. Werden zum Beispiel Längenänderungen der Extremität in Kategorien mit einer Differenz von einem Zentimeter eingeteilt, ist eine spätere Zuordnung nach Pritchett [164] oder nach Schatzker und Lambert [181] nicht möglich, da kritische Längenänderungen bei 1,5 Zentimeter [164] beziehungsweise 1,2 Zentimeter [181] liegen.

Die nächste Schwierigkeit liegt in der Auswahl des Scores. Die Beeinflussung durch einen Untersucher [162] sollte ebenso vermieden werden wie die Beeinflussung durch andere Gelenke [235]. Der Score sollte aber auch der subjektiven Einschätzung der Patienten Rechnung tragen, da muskuläre und propriozeptive Komponenten und das Aktivitätsniveau das Gesamtergebnis beeinflussen können [60]. Da sich die Operationsergebnisse nicht mit verschiedenen Scores vergleichen lassen [60] ist der gewählte Score wahrscheinlich bei der Einschätzung einer Operation wichtiger, als die Operation selbst [60, 90].

Bei der Anwendung des Neer Scores ergaben sich aber weitere Schwierigkeiten aufgrund der ungenügenden Definition der einzelnen Kategorien [149]. Es konnten trotz intensiver Suche keine erklärenden Erläuterungen zu diesem Bewertungssystem gefunden werden. So liegt es im Ermessen des Untersuchers, die schlechteste Schmerzkategorie oder Funktionskategorie (0 bis 4 Punkte) oder Arbeitskategorie (0 bis 2 Punkte) zu bewerten. Weiterhin ist weder die Benutzung der Hilfsmittel (Häufigkeit, Ursache der Benutzung) definiert noch der Grund für die Einschränkung oder Aufgabe der Arbeit. Gerade bei einem Patientenkollektiv, das durch Mehrfachverletzungen oder hohes Alter gekennzeichnet ist, können diese Fragen entscheidend sein. Weiterhin ist die Kniebeugung nicht ausreichend definiert,

so sind Flexionen zwischen 20 und 40 Grad nicht zuordbar.

Fuchs und Friedrich [60] konnten zeigen, dass der Lysholm Score erheblich von der Interpretation der Antworten abhängt und damit untersucherabhängig ist. Diese Daten wurden in der vorliegenden Studie von nur einem Untersucher erhoben. Bei der eigenen Datenerhebung wurden Neer Score und Lysholm Score konstant streng ausgelegt.

Bei den Einzelergebnissen ist es vorstellbar, dass über geklagte Schmerzen und Alltagstätigkeiten, die ja einen Teil dieser Bewertungsschemata ausmachen, unrichtige Angaben gemacht wurden. Patienten wurden zwar darauf hingewiesen, dass die Befragung und die Untersuchung wissenschaftlichen Zwecken dienen, dennoch sind z.B. durch nicht abgeschlossene Renten- oder Versicherungsverfahren verfälschende Ergebnisse denkbar.

Auch durch die verschiedenen Nachuntersuchungszeiträume bei den beiden Gruppen ist es vorstellbar, dass die Ergebnisse zwischen den beiden Gruppen unterscheiden. Man kann sich gut vorstellen, dass z.B. Patienten mit intraartikulären Frakturen und einer resultierenden präarthrotischen Deformität arthrotische Beschwerden mit einer gewissen Latenzzeit bekommen, die bei den LISS Patienten, deren Nachuntersuchungszeitpunkt früher war, noch nicht so ausgeprägt waren.

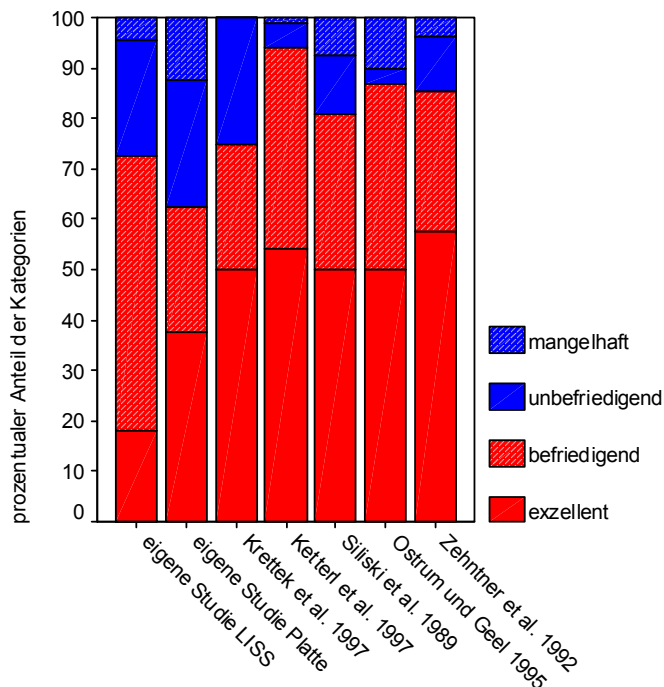


Abb. 18: Prozentualer Anteil der einzelnen Neer Kategorien am Gesamtergebnis im Vergleich mit ausgewählten Studien

In den veröffentlichten Studien wurden verschiedene Korrelationen zwischen Neer Score und einzelnen Parametern gefunden. So hängt der Neer-Score vom Alter ab [25], vom Typ der Fraktur [25, 239], von der Knochenqualität [152] oder ob ein offener oder geschlossener Bruch vorlag [239]. Andere Studien fanden keine Abhängigkeit vom Alter [42, 197, 239] oder vom Frakturtyp [141].

8.4 Weitere komplikationsbeeinflussende Faktoren

Beim Vergleichen der Ergebnisse der LISS-Gruppe und der Gruppe der konventionellen Plattenosteosynthesen sind neben den oben ausführlich beschriebenen Ursachen auch Einflussfaktoren zu bedenken, die nicht primär Untersuchungsgegenstand dieser Studie waren. Da aber einige Faktoren ursächlich für potentielle Komplikationen sein können, sollen sie aber wegen ihrer Wichtigkeit nicht unerwähnt bleiben.

Verschiedene klinische und experimentelle Studien beschäftigten sich mit Fragen möglicher Einflüsse auf die Knochenbruchheilung, die Infektionsraten und den Stabilitätsverlust der Implantate. Dabei wurden Repositionstechnik, die Technik der Implantatplatzierung, das Implantatmaterial, die Form des Implantats und die Oberfläche des Materials diskutiert.

8.4.1 Repositionstechnik

Um das Weichteiltrauma zu minimieren und damit die Frakturheilung zu verbessern, setzten sich indirekte Repositionstechniken durch [25, 97, 115, 152]. In der Gruppe der LISS-Osteosynthesen waren die Repositionsmanöver nicht immer exakt genug beschrieben worden, weiterhin war das Ausmaß des minimal invasiven Vorgehens nicht immer sicher bestimmbar. In der Gruppe der Plattenosteosynthesen erfolgte im Regelfall ein offenes Vorgehen mit direkter Reposition, hier war aber durch das retrospektive Studiendesign keine Auswertung möglich.

8.4.2 Chirurgischer Zugang

Die Bedeutung des chirurgischen Zugangs und damit der Traumatisierung des Weichteilgewebes bei der Osteosynthese von Femurfrakturen ist beschrieben worden [115, 232].

Bei dieser Arbeit war es auf Grund der Fallzahl wenig sinnvoll, die Gruppe der konventionellen Osteosynthesen nach intra- und extraartikulären Frakturen und dann nach dem chirurgischen Zugang zu unterteilen. Bei einer solchen Unterteilung hätten sich natürlich interessante Vergleiche zwischen der Gruppe der minimal invasiven Plattenosteosynthesen und den Osteosynthesen mit dem LIS-System ergeben.

8.4.3 Technik der Implantatplatzierung

Die verschiedenen Techniken der Implantatplatzierung, deren Anwendungen und Ergebnisse wurden im Kapitel 3.1 beschrieben.

In der vorliegenden Studie war es leider aufgrund von mangelndem Datenmaterial nicht möglich, die Technik der Implantatplatzierung bei den konventionellen Osteosynthesen zu verifizieren. So konnte die Osteosynthesen nicht „biologisch rigide“ oder „biologisch elastisch“ eingeteilt werden. Zusätzlich wäre eine Untergruppierung bei der vorliegenden Fallzahl der konventionellen Plattenosteosynthesen nicht sinnvoll gewesen.

8.4.4 Implantate und Implantatmaterial

In der vorliegenden Studie wurde die Zuordnung zu einer der zwei Gruppen allein anhand der Form der Implantate getroffen. Die Form der Implantate bedingt unter anderem die Biomechanik oder die vaskuläre Beeinträchtigung des Knochens, die ursächlich für die Heilung und die Komplikationen sein können und im Kapitel 4 Seite 12 diskutiert wurden.

Es ist aber nicht nur die Form, die für die verschiedenen Eigenschaften der Implantate ursächlich ist. Die verwendeten Materialien, die Komposition der Metalllegierungen und deren Oberflächen bestimmen neben den biomechanischen Eigenschaften auch die Biokompatibilität der Implantate. In dieser Studie war in der Gruppe der Plattenosteosynthese eine einwandfreie metallurgische Zuordnung nicht möglich. Der potentielle Einfluss des Materials auf die Komplikationsraten wurde anhand der mechanischen Eigenschaften und der Biokompatibilität in Kapitel 4.5 ab Seite 15 diskutiert.

8.4.5 Andere Einflüsse

Es ist vorstellbar, dass sich die Indikationsstellung änderte, so dass es zu einer bevorzugten Anwendung des LIS-Systems kam. Dieser Prozess konnte in der Entwicklung der Osteosynthese bei vielen Implantaten beobachtet werden. Dieser Prozess ist beim LISS in der Phase der multizentrischen Studie vorstellbar, um eine größere Fallzahl und damit validere Aussagen zu erhalten. Weiterhin ist dieser Prozess auch vorstellbar, als die ersten, viel versprechenden Ergebnisse bekannt wurden [192], so dass Frakturen, die auch mit einer intramedullären Osteosynthese hätten versorgt werden können, nun mit dem LISS stabilisiert wurden.

Auch die Erfahrung der Operateure und die Lernkurve bei einem neuen Implantat sind zu bedenken. Die konventionelle Plattenosteosynthese war lange Zeit vor Studienbeginn eine etablierte Methode, während die Einführung des LISS in den Erfassungszeitraum der Studie fiel. Der Einfluss der Lernkurve auf die Ergebnisse bei einer heterogenen Zusammensetzung der Operateure ist von Kukla et al. anhand von 1000 Gammanägeln beschrieben worden [119]. Dabei konnte gezeigt werden, dass sich die intraoperativen Komplikationen jährlich um 50 Prozent und die frühen postoperativen Komplikation sich um 80 Prozent verringerten. Da sich die Reduktion bei dem LISS im steilen, abfallenden Schenkel der Kurve befindet, aber die der Plattenosteosynthese im flachen Anteil, ist für neuere Untersuchungen eine deutlich geringe Komplikationsrate bei der LISS-Osteosynthese zu erwarten.

8.5 Interpretation und Schlussfolgerung

Die Plattenosteosynthese ist ein wesentlicher Bestandteil der Frakturversorgung langer Röhrenknochen. Die Plattenosteosynthese war aber lange Zeit mit Komplikationen, wie Infektion, verzögerter Knochenbruchheilung, Pseudarthrose oder Refrakturen assoziiert. Als mögliche Ursachen dieser Komplikationen wurden die periostale Durchblutung, die Implantatplatzierung und die Auswahl des Implantatmaterials herausgearbeitet.

Das Verstehen dieser Komplikationsursachen wandelte die Plattenosteosynthese:

- neue Implantate mit verringerter Auflagefläche reduzierten die Beeinträchtigung der periostalen Durchblutung
- minimal invasive Zugänge und indirekte Repositionstechniken reduzierten das iatrogene Weichteiltrauma und die periostale Durchblutungsstörung
- bei der „elastischen biologischen“ Osteosynthese in überbrückender Technik wurde auf eine Freilegung der Fragmente und auf eine Kompression des Frakturspaltes verzichtet, damit wurde das Weichteiltrauma minimiert und eine spontane Knochenheilung gefördert

Bei den Implantaten wurde aus der DCP die LC-DCP entwickelt, bei der die Fläche des Knochenkontaktes gegenüber der DCP um 50 Prozent reduziert wurde [156]. Erste Studien bestätigten, dass bei der LC-DCP die Blutzufuhr weniger beeinträchtigt wurde [153]. In einer breiten klinischen Anwendung von LC-DCPs aus Titan konnten die postulierten niedrigen Komplikationsraten bestätigt werden, so fanden sich in 0,23% postoperative Infektionen und eine Pseudarthroserate von 0,46% [131].

In der weiteren Entwicklung entstand der PC-Fix. Bei diesem Implantat, das dem Periost nur punktförmig auflag, war die Schädigung der Durchblutung noch geringer. Dieses konnte durch das fast vollständige Fehlen der Zonen nachgewiesen werden, die durch den Umbau des nekrotischen Knochens entstehen, der durch den Implantatdruck entstanden ist [215]. Auch die Refrakturnrate [215] und die Infektionsrate [5] konnte im Vergleich zu extramedullären Implantaten mit größerer Auflagefläche gesenkt werden. Publierte Infektionsraten und Pseudarthroseraten lagen im Vergleich mit der aktuellen Literatur sehr niedrig [48, 55, 74].

Die Komplikationen der Plattenosteosynthese waren aber auch bedingt durch die direkte Schädigung der Blutversorgung des Knochens durch den operativen Zugang mit großzügiger Freilegung der Fraktur und durch die anatomische Reposition. Aus dieser Überlegung heraus entstanden minimal invasive Operationstechniken und neue Zugangskonzepte. Die Überlegenheit minimal invasiver Zugänge am distalen Femur konnte experimentell hinsichtlich der Durchblutung [17, 51, 52, 115] und der Knochenbruchheilung [17] nachgewiesen und klinisch bestätigt werden [16, 106, 116, 117, 216].

Auch die in überbrückender Technik ausgeführte „biologische“ Osteosynthese, bei der die Fragmente nicht freigelegt werden und auf eine Kompression des Frakturspaltes verzichtet wird [206], zeigte gute Ergebnisse. Mit dieser „biologischen elastischen“ Osteosynthese konnte im Tierexperiment im Vergleich zur anatomischen Reposition eine höhere Steifigkeit der Frakturzone im Verlauf der Heilung nachgewiesen werden [81]. Auch klinisch wurde diese Technik mit guten Ergebnissen bei Mehrfragmentfrakturen [82, 186, 216] und bei einfachen Frakturen [186] angewendet.

Die Entwicklung der winkelstabilen Systeme für die Anwendung an Röhrenknochen brachte entscheidende Änderungen:

- durch die winkelstabilen Schraubenverbindungen ist für die Gesamtstabilität des Systems keine Reibungskraft mehr notwendig, damit kann die Auflage auf dem Periost entfallen und die periostale Durchblutung geschont werden
- anatomisch vorgeformte, winkelstabile Systeme ermöglichen minimal invasive Operationstechniken, somit kann das Zugangstrauma minimiert und die Durchblutung geschont werden
- da bei den winkelstabilen Systemen die Fragmente nicht an den Kraftträger reponiert werden, sondern an ihrer Position verbleiben, sind sie gut für die indirekte Reposition geeignet
- winkelstabile Systeme ermöglichen die Nutzung monokortikaler Schrauben, damit wird die intramedulläre Gefäßversorgung weniger stark kompromittiert
- durch die geänderte Belastungsrichtung (Scherung anstelle von axialem Auszug) steigt die Haltekraft der Schrauben, was besonders vorteilhaft bei osteoporotischem Knochen ist

Die vermuteten Vorteile der Winkelstabilität konnten mit dem ersten Modell (PC-Fix) bestätigt werden. Experimentell wurde nachgewiesen, dass die Scherbelastung der Schrauben die größten Haltekraft ermöglichte [193], dass die periostale Durchblutung praktisch nicht beeinträchtigt wurde [215] und dass die Refrakturrate [215] und die Infektionsrate [5] gesenkt werden konnten. Auch die in den ersten klinischen Anwendungen dokumentierten verzögerten Frakturheilungen und Pseudarthrosen lagen im Vergleich mit der aktuellen Literatur sehr niedrig [48, 55, 74].

Der PC-Fix wurde dann im Hinblick auf die klinische Praktikabilität so modifiziert, dass minimal invasive Anwendungen an den verschiedensten Körperregionen noch einfacher wurden.

Die Erstimplantation des LISS fand 1995 statt. In der bisher größten klinischen Studie berichten Schütz et al. von 116 LISS-Osteosynthesen am distalen Femur, mit 4% revisionspflichtigen Infektionen, 94% primärer Frakturheilung und 4% Materiallockerung [192]. In der Literatur finden sich Materiallockerungen (proximale Schraubenausrisse) in bis zu 10% der Fälle [123], Infektionsraten von 3,7 % [179] und circa 95% primärer Knochenheilung [111, 179], auch ohne Spongiosaplastik [111].

Der Fixateur interne ist, wenn man die Möglichkeiten der Stabilisierung und des minimal invasiven Vorgehens betrachtet, auch nach der eigenen klinischen Erfahrung ein sehr gutes Implantat im metaphysären und diaphysären Bereich. Zur Zeit gibt es verschiedene Varianten des Fixateur interne: unidirektional winkelstabile Systeme (z.B. LISS), multidirektional winkelstabile Systeme (z.B. TiFix) und eine Kombination aus unidirektional winkelstabilem System und multidirektional konventionellem System (z.B. DCU, Dynamic Compression Unit). In der weiteren klinischen Entwicklung wird sich herausstellen müssen, welches System der Winkelstabilität sich am besten bewähren wird.

Zusammenfassend können bei der Überprüfung der eingangs formulierten Hypothesen mit der vorliegenden Studie folgende Aussagen über das LIS-System getroffen werden:

- da in beiden Studiengruppen keine Pseudarthrosen gesehen wurden, konnte das LISS die postulierte Verringerung der Pseudarthroserate nicht nachweisen
- die Anzahl der notwendigen, sekundären Spongiosaplastiken war mit dem LISS tendenziell geringer
- die Anzahl der Reosteosynthesen unterschied sich nicht, es unterschieden sich aber die Ursachen für eine Reosteosynthese. Bei dem LISS war eine Fehlplatzierung des Implantates die Ursache, die aber zu Beginn der Einführung auftrat und somit auf die mangelnde Erfahrung der Operateure mit diesem System zurückzuführen war. Die Ursache für die Reosteosynthese bei der Plattenosteosynthese lag in einer fehlenden medialen Abstützung.
- mit dem LISS wurde eine tendenziell niedrigere Infektionsrate beobachtet, mit diesem System trat keine einzige Infektion auf
- eine Aussage über die vermutete Überlegenheit bei osteoporotischen Frakturen konnte aufgrund der geringen Fallzahl der Komplikationen nicht getroffen werden
- mit dem LISS wurde eine tendenziell geringere Anzahl von Fehlstellungen in allen Ebenen beobachtet
- mit dem LISS wurden (nichtsignifikant) kürzere Operationszeiten erreicht

9 Zusammenfassung

Bei der internen, extramedullären Osteosynthese des distalen Femurs, auf die sich diese Arbeit fokussiert, haben sich in den letzten Jahren interessante Entwicklungen vollzogen.

Ausgehend von unzufriedenstellenden Komplikationsraten wurden neue Wege in der Versorgung dieser schwierigen Frakturen gesucht. Osteosynthesematerialien, Repositionstechniken, die Technik der Implantatplatzierung und die Implantate selbst, bei denen die Entwicklung zu winkelstabilen Systemen gegangen ist, haben sich grundlegend geändert.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit den Ergebnissen eines dieser winkelstabilen Implantate, dem LISS, das seit 1996 in unserer Klinik Verwendung findet. Diese Ergebnisse wurden mit konventionellen Plattenosteosynthesen am distalen Femur, die ebenfalls an unserer Klinik durchgeführt wurden, in einer retrospektiven Studie verglichen.

Die Rate der Pseudarthrosen betrug in beiden Gruppen 0%. Die beobachteten verzögerten Frakturheilungen beim LISS, die aber durch die hohe Primärstabilität des LISS keine Komplikation per se darstellen, wurden ausschließlich bei schwierigen Fällen beobachtet. Eine verzögerte Knochenbruchheilung trat auf bei einer drittgradig offenen Fraktur mit Knochendefekt, die ohne primäre Spongiosaplastik versorgt wurde. Bei dem zweiten Patienten bestand eine präoperativ eine symptomatische Durchblutungsstörung, die im Heilungsverlauf chirurgisch saniert werden musste.

Auch die sekundären Spongiosaplastiken, die beim LISS im Vergleich zur Plattenosteosynthese weniger häufig durchgeführt wurden, kamen nur bei drittgradig offenen Frakturen mit einem Knochendefekt zur Anwendung. Der Unterschied – beim LISS 8% und bei der Plattenosteosynthese 11,1% - war nicht signifikant.

Bei der Infektion konnte eine geringe Infektionsrate beim LISS (0%, Plattenosteosynthese 11,1%) gezeigt werden. Diese geringere Infektionsrate ist aufgrund der geringen Fallzahl nur als Tendenz zu werden, dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant.

Die Rate des Materialversagens unterschied sich nicht signifikant. Beim LISS, das seit Beginn der klinischen Anwendung bei uns Verwendung fand, war für das Materialversagen nicht das Implantat ursächlich, sondern die damit genutzte minimal invasive Technik. Zwei der insgesamt 3 Materialversagen von 32 Fällen sind vermutlich auf eine Fehlplatzierung des Systems durch die minimal invasive Technik zurückzuführen. Zusätzlich wird eine Fehlplatzierung durch die fehlende Erfahrung mit den veränderten Drehmomenten und damit dem veränderten Gefühl bei der Schraubenplatzierung erleichtert. Da diese beiden Fehlplatzierungen im ersten und zweiten Jahr der klinischen Anwendung des LISS auftraten, ist eine Reduzierung der Fehlplatzierungsraten wahrscheinlich.

Bei der Verwendung des LISS mit der indirekten Reposition der extraartikulären Frakturen und dem minimal invasiven Einbringen des Implantates konnte bestätigt werden, dass sich die Rate der postoperativen Fehlstellungen mit 29,2% nicht gegenüber der konventionellen Plattenosteosynthese mit 44,4% verschlechtert hatte. Auch die mittlere Operationszeit erhöhte sich bei der Anwendung des LISS mit 143 Minuten gegenüber 156 Minuten bei der Plattenosteosynthese nicht.

Zur besseren Vergleichbarkeit von Studien sollten einheitliche Definitionen für die Infektion und für Fehlstellungen benutzt werden, Fehlstellungen sollten als Rohdaten oder in mathematisch korrekten Kategorien angegeben werden. Der Art und der Ursache von sekundären Eingriffen sollte gegenüber der Rate von verzögerten Frakturheilungen und Pseudarthrosen der Verzug gegeben werden.

10 Literaturverzeichnis

- [1] Alexander, A. H.; Cabaud, H. E.; Johnston, J. O. und Lichtman, D. M. (1983): Compression plate position. Extraperiosteal or subperiosteal?, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 175, Seite 280-285. URL: PM:6839600
- [2] Allgöwer, M (1973): *The dynamic compression plate*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
- [3] Allgöwer, M.; Ehlsam, R. ; Ganz, R.; Matter, P. und Perren, S. M. (1969): Clinical experience with a new compression plate "DCP", *Acta Orthop.Scand.Suppl* (Band 125), Seite 45-61. URL: PM:5270607
- [4] Andriole, V. T. und Lytton, B. (1965): The effect and critical duration of increased tissue pressure on susceptibility to bacterial infection, *Br.J.Exp.Pathol.* (Band 46), Nr. 3, Seite 308-317. URL: PM:5829391
- [5] Arens, S.; Eijer, H.; Schlegel, U.; Printzen, G.; Perren, S. M. und Hansis, M. (1999): Influence of the design for fixation implants on local infection: experimental study of dynamic compression plates versus point contact fixators in rabbits, *J.Orthop.Trauma* (Band 13), Nr. 7, Seite 470-476. URL: PM:10513968
- [6] Arens, S. und Hansis, M. (1996): Titan Implantate in der Unfallchirurgie - Wann sind sie notwendig?, *Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd* (Band 113), Seite 938-940.
- [7] Arens, S.; Hansis, M.; Schlegel, U.; Eijer, H.; Printzen, G.; Ziegler, W. J. und Perren, S. M. (1996): Infection after open reduction and internal fixation with dynamic compression plates - clinical and experimental data, *Injury* (Band 27 Suppl 3), Seite 27-33. URL: PM:9039351
- [8] Arens, S.; Kraft, C.; Schlegel, U.; Printzen, G.; Perren, S. M. und Hansis, M. (1999): Susceptibility to local infection in biological internal fixation. Experimental study of open vs minimally invasive plate osteosynthesis in rabbits, *Arch.Orthop.Trauma Surg.* (Band 119), Nr. 1-2, Seite 82-85. URL: PM:10076952
- [9] Arens, S.; Schlegel, U.; Printzen, G.; Ziegler, W. J.; Perren, S. M. und Hansis, M. (1996): Influence of materials for fixation implants on local infection. An experimental study of steel versus titanium DCP in rabbits, *J.Bone Joint Surg.Br.* (Band 78), Nr. 4, Seite 647-651. URL: PM:8682836
- [10] Arneson, T. J.; Melton, L. J.; Lewallen, D. G. und O'Fallon, W. M. (1988): Epidemiology of diaphyseal and distal femoral fractures in Rochester, Minnesota, 1965-1984, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 234, Seite 188-194.

- [11] Bagby, G. M. und Janes, J. M. (1958): The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate, *Am J Surg* (Band 95), Seite 761-761.
- [12] Baier, R. E.; Meyer, A. E. ; Natiella, J. R.; Natiella, R. R. und Carter, J. M. (1984): Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results, *J Biomed Mater Res*, Nr. 18, Seite 337-355.
- [13] Banovetz, J. M.; Sharp, R. ; Probe, R. A. und Angelen, O. A. (1996): Titanium Plate Fixation: A Review of Implant Failures, *J Orthop Trauma* (Band 10), Nr. 6, Seite 389-394.
- [14] Banwart, J. C.; Asher, M. A. und Hassanein, R. S. (1995): Iliac crest bone graft harvest donor site morbidity. A statistical evaluation, *Spine* (Band 20), Nr. 9, Seite 1055-1060. URL: PM:7631235
- [15] Bauer, D. C.; Browner, W. S.; Cauley, J. A.; Orwoll, E. S.; Scott, J. C.; Black, D. M.; Tao, J. L. und Cummings, S. R. (1993): Factors associated with appendicular bone mass in older women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group, *Ann Intern Med* (Band 118), Nr. 9, Seite 657-665.
- [16] Baumgaertel, F. und Gotzen, L. (1994): Die "biologische" Plattenosteosynthese von Mehrfragmentfrakturen des gelenknahen Femurs. Eine prospektive Studie, *Unfallchirurg* (Band 97), Nr. 2, Seite 78-84. URL: PM:8153646
- [17] Baumgaertel, F.; Perren, S. M. und Rahn, B. (1994): Tierexperimentelle Untersuchungen zur "biologischen" Plattenosteosynthese von Mehrfragmentfrakturen des Femurs, *Unfallchirurg* (Band 97), Nr. 1, Seite 19-27. URL: PM:8153637
- [18] Bengner, U.; Ekblom, T.; Johnell, O. und Nilsson, B. E. (1990): Incidence of femoral and tibial shaft fractures. Epidemiology 1950-1983 in Malmo, Sweden, *Acta Orthop Scand* (Band 61), Nr. 3, Seite 251-254.
- [19] Bhandari, M.; Guyatt, G. H.; Tong, D.; Adili, A. und Shaughnessy, S. G. (2000): Reamed versus nonreamed intramedullary nailing of lower extremity long bone fractures: a systematic overview and meta-analysis, *J Orthop Trauma* (Band 14), Nr. 1, Seite 2-9.
- [20] Bi, Y.; Van De Motter, R. R.; Ragab, A. A.; Goldberg, V. M.; Anderson, J. M. und Greenfield, E. M. (2001): Titanium particles stimulate bone resorption by inducing differentiation of murine osteoclasts, *J Bone Joint Surg Am* (Band 83), Nr. 4, Seite 501-508.
- [21] Bircher, H. (1887): Eine neue Methode unmittelbarer Retention bei Fracturen der Röhrenknochen, *Arch Klin Chir* (Band 34), Nr. 410, Seite 422.
- [22] Black, J. (1985): Metallic ion release and its relationship to oncogenesis, *Hip.*, Seite 199-213. URL: PM:3913655

- [23] Bloom, R. A. (1980): A comparative estimation of the combined cortical thickness of various bone sites, *Skeletal Radiol* (Band 5), Seite 167-170.
- [24] Blümlein, H.; Cordey, J.; Schneider, U. A.; Rahn, B. A. und Perren, S. M. (1978): Langzeitmessung der Axialkraft von Knochenschrauben in vivo, *Med Orthop Tech* (Band 97), Seite 17-19.
- [25] Bolhofner, B. R.; Carmen, B und Clifford, P (1996): The Results of Open Reduction and Internal Fixation of Distal Femur Fractures Using a Biologic (Indirect) Reduction Technique, *J Orthop Trauma* (Band 10), Nr. 6, Seite 372-377.
- [26] Bone, L. B.; Johnson, K. D.; Weigelt, J. und Scheinberg, R. (1989): Early versus delayed stabilisation of fractures: a prospective randomized study, *J Bone Joint Surg Am* (Band 71), Seite 336-340.
- [27] Bosse, M. J.; MacKenzie, E.; Reimer, B. und et al (1995): Comparison of ARDS, pneumonia and mortality rates in MIP with pulmonary injury and femur fractures acutely treated with either reamed IM nails or plates, *Proc Orthop Trauma Assoc*, Seite 66.
- [28] Boyd, A. D., Jr. und Wilber, J. H. (1992): Patterns and complications of femur fractures below the hip in patients over 65 years of age, *J Orthop Trauma* (Band 6), Nr. 2, Seite 167-174. URL: PM:1602336
- [29] Böhmer, G.; Kortmann, H. R. und Rüländer, C. (1999): Winkelstabile Kondylenplatte TiFix. Erste Duisburger Erfahrungen bei der Versorgung supra- und transkondylärer Femurfrakturen, *Trauma Berufskrankh* (Band 1), Seite 351-355.
- [30] Browner, B. D.; Jupiter, J. B.; Levine, A. M. und Trafton, P. G. (1992): *Skeletal Trauma* (Band 1), Saunders, Philadelphia.
- [31] Brumback, R. J.; Uwagie-Ero, S.; Lakatos, R. P.; Poka, A.; Bathon, G. H. und Burgess, A. R. (1988): Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part II: Fracture- healing with static interlocking fixation, *J Bone Joint Surg Am* (Band 70), Nr. 10, Seite 1453-1462. URL: PM:3198669
- [32] Bullough, P. G. (1994): Metallosis, *J.Bone Joint Surg.Br.* (Band 76), Nr. 5, Seite 687-688. URL: PM:8083252
- [33] Carter, D. R.; Shimaoka, E. E.; Harris, W. H.; Gates, E. I. ; Caler, W. E. und McCarthy, J. C. (1984): Changes in long-bone structural properties during the first 8 weeks of plate implantation, *J Orthop Res* (Band 2), Nr. 1, Seite 80-89.
- [34] Claes, L. (1989): The mechanical and morphological properties of bone beneath internal fixation plates of differing rigidity, *J Orthop Res* (Band 7), Nr. 2, Seite 170-177.

- [35] Claudi, B. F. und Oedekoven, G. (1991): Biologische Osteosynthesen, Chirurg (Band 62), Nr. 5, Seite 367-377. URL: PM:1874038
- [36] Contzen, H. (1987): Die Entwicklung der Marknagelung und des Verriegelungsnagels, Aktuelle Traumatol. (Band 17), Seite 250-252.
- [37] Convent, L. (1977): On secondary fractures after removal of internal fixation material, Acta Orthop Belg (Band 43), Nr. 1, Seite 89-93.
- [38] Cordero, J; Munuera, L und Folgueira, MD (1994): Influence of metal implants on infection, J Bone Joint Surg Br (Band 76), Seite 717-720.
- [39] Coventry, M. B. und Tapper, E. M. (1972): Pelvic instability: a consequence of removing iliac bone for grafting, J Bone Joint Surg Am (Band 54), Nr. 1, Seite 83-101. URL: PM:4262362
- [40] Daluga, D.; Lombardi, A. V., Jr.; Mallory, T. H. und Vaughn, B. K. (1991): Knee manipulation following total knee arthroplasty. Analysis of prognostic variables, J Arthroplasty (Band 6), Nr. 2, Seite 119-128. URL: PM:1875202
- [41] Danis, R. (1947): Théorie et pratique de l'ostéosynthèse, Masson & Cie, Paris.
- [42] Della, Torre P.; Aglietti, P. und Altissimi, M. (1980): Results of rigid fixation in 54 supracondylar fractures of the femur, Arch.Orthop.Trauma Surg. (Band 97), Nr. 3, Seite 177-183. URL: PM:7447668
- [43] Dick, W (1983): Die operative Behandlung der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule. Wirbelfrakturen unter besonderer Berücksichtigung des Fixateur interne, Universität Basel.
- [44] Dietschi, C. und Zenker, H. (1973): Refrakturen und neue Frakturen der Tibia nach AO-Platten- und Schrauben-Osteosynthesen, Arch Orthop Unfallchir (Band 76), Nr. 1, Seite 54-64.
- [45] Disegi, J. A. (2000): Titanium alloys for fracture fixation implants, Injury (Band 31 Suppl 4), Seite 14- 17. URL: PM:11270074
- [46] Disegi, J. A. und Eschbach, L. (2000): Stainless steel in bone surgery, Injury (Band 31 Suppl 4), Seite 2-6. URL: PM:11270076
- [47] Ecke, H (1990): Unfallchirurgie im Alter, Handbuch der Gerontologie. Auflage , Fischer, Stuttgart New York.
- [48] Eijer, H.; Hauke, C.; Arens, S.; Printzen, G.; Schlegel, U. und Perren, S. M. (2001): PC-Fix and local infection resistance - Influence of implant design on postoperative infection development, clinical and experimental results, Injury (Band 32 Suppl 2), Seite 38-43. URL: PM:11718737

- [49] Escalas, F. und DeWald, R. L. (1977): Combined traumatic arteriovenous fistula and ureteral injury: a complication of iliac bone-grafting, J Bone Joint Surg Am (Band 59), Nr. 2, Seite 270-271. URL: PM:845220
- [50] Farill, J. (1952): Orthopedics in Mexico, J Bone Joint Surg Am (Band 34), Seite 506-512.
- [51] Farouk, O.; Krettek, C.; Miclau, T.; Schandelmaier, P.; Guy, P. und Tscherne, H. (1997): Minimally invasive plate osteosynthesis and vascularity: preliminary results of a cadaver injection study, Injury (Band 28 Suppl 1), Seite A7-A12. URL: PM:10897282
- [52] Farouk, O.; Krettek, C.; Miclau, T.; Schandelmaier, P.; Guy, P. und Tscherne, H. (1999): Minimally invasive plate osteosynthesis: does percutaneous plating disrupt femoral blood supply less than the traditional technique?, J.Orthop.Trauma (Band 13), Nr. 6, Seite 401-406. URL: PM:10459598
- [53] Farouk, O.; Krettek, C.; Miclau, T.; Schandelmaier, P. und Tscherne, H. (1998): Effects of percutaneous and conventional plating techniques on the blood supply to the femur, Arch.Orthop.Trauma Surg. (Band 117), Nr. 8, Seite 438-441. URL: PM:9801777
- [54] Faschingbauer, M.; Wolter, D.; Stütz, A. und Reimers, N. (1999): Distale Oberschenkelmehrfragmentfraktur. Ideale Indikation für ein winkelstabiles Implantat?, Trauma Berufskrankh (Band 1), Seite 337-343.
- [55] Fernandez Dell' Oca, A. A. und Masliah, Galante R. (2001): Osteosynthesis of diaphyseal fractures of the radius and ulna using an internal fixator (PC-Fix). A prospective study, Injury (Band 32 Suppl 2), Seite 44-50.
- [56] Fischer, A. W. und Maatz, R. (1942): Weitere Erfahrungen mit der Marknagelung nach Küntscher, Arch Klin Chir (Band 203), Seite 531.
- [57] Fowler, B. L.; Dall, B. E. und Rowe, D. E. (1995): Complications associated with harvesting autogenous iliac bone graft, Am.J.Orthop. (Band 24), Nr. 12 , Seite 895-903. URL: PM:8776079
- [58] Frank, O.; Sutter, P. M. und Regazzoni, P (2000): Erste Erfahrungen mit dem Less Invasive Stabilization System (LISS) bei distalen Femurfrakturen, Swiss.Surg. (Band 6 Suppl 1), Seite 28-28.
- [59] Frigg, R.; Appenzeller, A; Christensen, R; Frenk, A.; Gilbert, S und Schavan, R. (2001): The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS), Injury (Band 32 Suppl 3), Seite 24-31.
- [60] Fuchs, S. und Friedrich, M. (2000): Beeinflussungsmöglichkeiten von Kniegelenkscores, Unfallchirurg (Band 103), Nr. 1, Seite 44-50.

- [61] Gautier, E.; Cordey, J.; Mathys, R; Rahn, B. A. und Perren, S. M. (1984): Porosity and remodeling of plated bone after internal fixation; Result of stress shielding or vascular damage?, Elsevier Science: Amsterdam, Seite 195-200.
- [62] Gautier, E. und Perren, S. M. (1991): Die Reaktion der Kortikalis nach Verplattung - eine Folge der Belastungsveränderung des Knochens oder ein Vaskularitätsproblem, Wolter, D. und Zimmer, W., Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren. Von Hansmann bis Ilisarow , Seite 21-37, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
- [63] Gautier, E. und Perren, S. M. (1992): Die "Limited Contact Dynamic Compression Plate" (LC-DCP) - Biomechanische Forschung als Grundlage des neuen Plattendesigns, Orthopäde (Band 21), Nr. 1, Seite 11-23 . URL: PM:1549332
- [64] Gautier, E.; Rahn, B. A. und Perren, S. M. (1995): Vascular remodeling, Injury (Band 26 Suppl 2), Seite 11-19.
- [65] Gerber, H und Perren, S. M. (1978): Testung von Metallverträglichkeit in Organkulturen embryonaler Rattenfemora, Acta med Austriaca (Band Suppl 11), Seite 3-4.
- [66] Giles, J. B.; De Lee, J. C.; Heckman, J. D. und Keever, J. E. (1982): Supracondylar-intercondylar fractures of the femur treated with a supracondylar plate and lag screw, J Bone Joint Surg Am (Band 64), Nr. 6, Seite 864-870.
- [67] Gluck (1890): Autoplastic transplantation, Implantation von Fremdkörpern, Berl Klin Wochenschr (Band 19).
- [68] Gordes, W.; Kossyk, W. und Hollander, H. (1975): Histologische und histomorphometrische Veränderungen bei Plattenosteosynthesen nach Osteotomien an der Tibia des Kaninchens, Arch Orthop Unfallchir (Band 82), Nr. 2, Seite 123-133.
- [69] Gristina, A. G. (1987): Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration, Science (Band 237), Nr. 4822, Seite 1588-1595. URL: PM:3629258
- [70] Gristina, A. G. (1994): Implant failure and the immuno-incompetent fibro-inflammatory zone, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 298, Seite 106-118. URL: PM:8118964
- [71] Gristina, A. G.; Giridhar, G.; Gabriel, B. L.; Naylor, P. T. und Myrvik, Q. N. (1993): Cell biology and molecular mechanisms in artificial device infections, Int.J.Artif.Organs (Band 16), Nr. 11, Seite 755-763. URL: PM:8150521
- [72] Grob, D. und Magerl, F. (1987): Refrakturen, Unfallchirurg (Band 90), Nr. 2, Seite 51-58.
- [73] Haas, N; Schandelmaier, P. und Krettek, C. (1990): Therapeutisches Konzept bei der distalen Femurfraktur mit Gelenkbeteiligung, Hefte.Unfallheilkd. (Band 212), Seite 179-187.

- [74] Haas, N.; Hauke, C.; Schutz, M.; Kaab, M. und Perren, S. M. (2001): Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the Point Contact Fixator (PC-Fix): Results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II), *Injury* (Band 32 Suppl 2), Seite 51-62.
- [75] Haas, N.; Krettek, C.; Schandelmaier, P.; Frigg, R. und Tscherne, H. (1993): A new solid unreamed tibial nail for shaft fractures with severe soft tissue injury, *Injury* (Band 24), Nr. 1, Seite 49-54.
- [76] Haasnoot van, F. E.; Münch, W. H.; Matter, P. und Perren, S. M. (1995): Radiological sequences of healing in internal plates and splints of different surface to bone (DCP, LC-DCP and PC-Fix), *Injury* (Band 26 Suppl 2), Seite 28-36.
- [77] Hanawa, T.; Asami, K. und Asaoka, K. (1998): Repassivation of titanium and surface oxide film regenerated in simulated bioliquid, *J Biomed Mater Res* (Band 40), Nr. 4, Seite 530-538. URL: PM:9599028
- [78] Hansis, M.; Arens, S. und Wingenfeld, C. (1997): Infektionsraten in der Unfallchirurgie. Eine Übersicht anhand der neueren deutschsprachigen Literatur, *Unfallchirurg* (Band 100), Nr. 6, Seite 457-464. URL: PM:9333956
- [79] Hansmann, C (1886): Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen, *Verhandl Dtsch Gesellsch Chir* (Band 15), Seite 134.
- [80] Heinz, T. und Vecsei, V. (1993): Ergebnisse der operativen Behandlung von Frakturen des distalen Oberschenkels mit Gelenksbeteiligung, *Aktuelle Traumatol.* (Band 23), Nr. 3, Seite 111-115. URL: PM:8101027
- [81] Heitemeyer, U.; Claes, L.; Hierholzer, G. und Korber, M. (1990): Significance of postoperative stability for bony reparation of comminuted fractures. An experimental study, *Arch.Orthop.Trauma Surg.* (Band 109), Nr. 3, Seite 144-149. URL: PM:2346713
- [82] Heitemeyer, U.; Hierholzer, G. und Terhorst, J. (1986): Der Stellenwert der überbrückenden Plattenosteosynthese bei Mehrfragmentbruchschädigungen des Femur im klinischen Vergleich, *Unfallchirurg* (Band 89), Nr. 12, Seite 533-538. URL: PM:3563527
- [83] Herscovici, D. und Whiteman, K. (1996): Retrograde nailing of the femur using an intracondylar approach, *Clinical Orthopaedics And Related Research* (Band 332), Seite 98-104.
- [84] Hey Groves, E. W. (1914): An eperimental study of the operative treatment of fractures, *Br J Surg* (Band 438), Seite 501.
- [85] Hey Groves, E. W. (1916): On modern methods of treating fractures, *Wright & Sons, Bristol*.
- [86] Hidaka, S. und Gustilo, R. B. (1984): Refracture of bones of the forearm after plate removal, *J Bone Joint Surg Am* (Band 66), Nr. 8, Seite 1241-1243.

- [87] Hierholzer, S. und Hierholzer, G. (1992): Internal fixation and metal allergie. Clinical investigations, immunology and histology of the implant tissue interface, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- [88] Hoar, T. P. und Mears, D. C. (1966): Corrosion-resistant alloys in chloride solutions: Materials for surgical implants, Proc R Soc Med (Band 249), Seite 486-510.
- [89] Hopf, C.; Hopf, T. und Rompe, J. D. (1996): Behandlungskonzepte von Femurfrakturen nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenkes: intra- oder extramedulläre Stabilisierung, Unfallchirurg (Band 99), Nr. 1, Seite 31-37. URL: PM:8850077
- [90] Höher, J.; Bach, T.; Klein, J.; Neugebauer, E. und Tiling, T. (1994): Wissenschaftliche Kriterien zur Beurteilung von Nachuntersuchungen nach vorderer Kreuzbandoperation, Arthroskopie (Band 7), Seite 208-214.
- [91] Hupel, T. M.; Aksenov, S. A. und Schemitsch, E. H. (1998): Cortical bone blood flow in loose and tight fitting locked unreamed intramedullary nailing: a canine segmental tibia fracture model, J Orthop Trauma (Band 12), Nr. 2, Seite 127-135. URL: PM:9503303
- [92] Jacobs, J. J.; Gilbert, J. L. und Urban, R. M. (1998): Corrosion of metal orthopaedic implants, J Bone Joint Surg Am (Band 80), Nr. 2, Seite 268-282. URL: PM:9486734
- [93] Jacobs, R. R.; Rahn, B. A. und Perren, S. M. (1981): Effects of plates on cortical bone perfusion, J.Trauma (Band 21), Nr. 2, Seite 91-95. URL: PM:6162966
- [94] Jain, R.; Turchin, D. C. und et al (1995): The effect of timing and method of fracture fixation on pulmonary dysfunction in a canine model of fat embolism, Proc Orthop Trauma Assoc, Seite 58.
- [95] Jerusalem, M. (1932): Zur operativen Behandlung der Schenkelhalsbrüche, Chirurg (Band 4), Seite 773.
- [96] Johansson, S. (1934): Operative Behandlung von Schenkelhalsbrüchen, Thieme, Leipzig.
- [97] Johnson, E. E. (1988): Combined direct and indirect reduction of comminuted four-part intraarticular T-type fractures of the distal femur, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 231, Seite 154-162. URL: PM:3370871
- [98] Keller, E. E. und Triplett, W. W. (1987): Iliac bone grafting: review of 160 consecutive cases, J Oral Maxillofac.Surg (Band 45), Nr. 1, Seite 11-14. URL: PM:3540237
- [99] Kelly, E. J. (1982): Electrochemical behavior of titanium, Mod Aspects Eletrochem (Band 14), Seite 319-424.

- [100] Kessler, S. B.; Hallfeldt, K. K.; Perren, S. M. und Schweiberer, L. (1986): The effects of reaming and intramedullary nailing on fracture healing, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 212, Seite 18-25. URL: PM:3769284
- [101] Kessler, S. B. und Schweiberer, L. (1988): Refrakturen nach operativer Frakturenbehandlung, *Hefte.Unfallheilkd.* (Band 194), Seite 1-73.
- [102] Ketterl, R.; Kostler, W.; Wittwer, W. und Stubinger, B. (1997): 5-Jahresergebnisse nach dia-/suprakondylären Femurfrakturen, versorgt mit dynamischer Kondylenschraube (DCS), *Zentralbl.Chir* (Band 122), Nr. 11, Seite 1033-1039. URL: PM:9480597
- [103] Khan, M. A.; Williams, R. L. und Williams, D. F. (1996): In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment, *Biomaterials* (Band 17), Nr. 22, Seite 2117-2126. URL: PM:8922597
- [104] Khan, M. A.; Williams, R. L. und Williams, D. F. (1999): Conjoint corrosion and wear in titanium alloys, *Biomaterials* (Band 20), Nr. 8, Seite 765-772.
- [105] Khan, M. A.; Williams, R. L. und Williams, D. F. (1999): The corrosion behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-13Zr in protein solutions, *Biomaterials* (Band 20), Nr. 7, Seite 631-637. URL: PM:10208405
- [106] Kinast, C.; Bolhofner, B. R.; Mast, J. W. und Ganz, R. (1989): Subtrochanteric fractures of the femur. Results of treatment with the 95 degrees condylar blade-plate, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 238, Seite 122-130. URL: PM:2910593
- [107] Kleining, R. und Hax, P. M. (1981): Die interne Überbrückungsosteosynthese ohne Reposition des Stückbruchbereiches als Alternative zur internen Fragmentfixation von Stückbrüchen nach anatomischer Reposition, *Hefte Unfallheilkd.* (Band 153), Seite 213-223.
- [108] Kraay, M. J.; Goldberg, V. M.; Figgie, M. P. und Figgie, H. E., III (1992): Distal femoral replacement with allograft/prosthetic reconstruction for treatment of supracondylar fractures in patients with total knee arthroplasty, *J.Arthroplasty* (Band 7), Nr. 1, Seite 7-16. URL: PM:1564468
- [109] Kraft, C. N.; Hansis, M.; Arens, S.; Menger, M. D. und Vollmar, B. (2000): Striated muscle microvascular response to silver implants: A comparative in vivo study with titanium and stainless steel, *J Biomed Mater Res* (Band 49), Nr. 2, Seite 192-199.
- [110] Kregor, P. J.; Stannard, J.; Cole, P. A.; Zlowodzki, M. und Alonso, J. (2000): Prospective clinical trial of the less invasive stabilization (L.I.S.S.) for supracondylar femur fractures, *J Orthop Trauma* (Band 14), Nr. 2, Seite 133-134.

- [111] Kregor, P. J.; Stannard, J.; Zlowodzki, M.; Cole, P. A. und Alonso, J. (2001): Distal femoral fracture fixation utilizing the Less Invasive Stabilization System (L.I.S.S.): The technique and early results, *Injury* (Band 32 Suppl 3), Seite 32-47.
- [112] Krettek, C. (2001): Prinzipien der intramedullären Knochenbruchstabilisierung, *Unfallchirurg* (Band 104), Seite 639-653.
- [113] Krettek, C.; Schandelmaier, P.; Lobenhoffer, P. und Tscherne, H. (1996): Komplextrauma des Kniegelenkes. Diagnose - Management - Therapieprinzipien, *Unfallchirurg* (Band 99), Nr. 9, Seite 616-627.
- [114] Krettek, C.; Schandelmaier, P.; Miclau, T.; Bertram, R.; Holmes, W. und Tscherne, H. (1997): Transarticular joint reconstruction and indirect plate osteosynthesis for complex distal supracondylar femoral fractures, *Injury* (Band 28 Suppl 1), Seite A31-A41. URL: PM:10897285
- [115] Krettek, C.; Schandelmaier, P.; Miclau, T. und Tscherne, H. (1997): Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) using the DCS in proximal and distal femoral fractures, *Injury* (Band 28 Suppl 1), Seite A20-A30. URL: PM:10897284
- [116] Krettek, C.; Schandelmaier, P.; Richter, M. und Tscherne, H. (1998): Distale Femurfrakturen, *Swiss.Surg.*, Nr. 6, Seite 263-278. URL: PM:9887674
- [117] Krettek, C.; Schandelmaier, P. und Tscherne, H. (1996): Distale Femurfrakturen. Transartikuläre Rekonstruktion, perkutane Plattenosteosynthese und retrograde Nagelung, *Unfallchirurg* (Band 99), Nr. 1, Seite 2-10.
- [118] Kuhn, D. A. und Moreland, M. S. (1986): Complications following iliac crest bone grafting, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 209, Seite 224-226. URL: PM:3731601
- [119] Kukla, C.; Heinz, T.; Gäbler, C.; Heinze, G. und Vecsei, V. (2001): The Standard Gamma Nail: A Critical Analysis of 1000 Cases, *J Trauma* (Band 51), Nr. 1, Seite 77-83.
- [120] Kuner, E. H. und Schaefer, D. J. (1994): Epidemiologie und Behandlung der Frakturen im hohen Alter, *Orthopäde* (Band 23), Nr. 1, Seite 21-31.
- [121] Kurz, L. T.; Garfin, S. R. und Booth, R. E., Jr. (1989): Harvesting autogenous iliac bone grafts. A review of complications and techniques, *Spine* (Band 14), Nr. 12, Seite 1324-1331. URL: PM:2617362
- [122] Labitzke, R. (1995): Von der "Knochennaht" zu zeitgenössischen Osteosynthesen - eine Chronologie, *Chirurg* (Band 66), Seite 452-458.
- [123] Lagana, S.; Kübler, N. und Babst, R. (2000): Erste Erfahrungen mit dem Less invasive stabilising system (LISS) bei distalen Femurfrakturen, *Swiss.Surg.* (Band 6 Suppl 1), Seite 27-27.

- [124] Lalor, P. A.; Revell, P. A.; Gray, A. B.; Wright, S.; Railton, G. T. und Freeman, M. A. (1991): Sensitivity to titanium. A cause of implant failure?, J Bone Joint Surg Br (Band 73), Nr. 1, Seite 25-28. URL: PM:1991768
- [125] Lambotte, A. (1907): L'intervention opératoire dans les fractures récentes et anciennes, Maloine, Paris.
- [126] Lane, W. A. (1914): The operative treatment of fractures, The Medical Publishing Company Ltd, London.
- [127] Lehmann, L.; Kaufner, H. K. und Friedrich, B. (1977): Zur Problematik der Sekundärfrakturen nach Entfernung des Osteosynthesematerials, Unfallheilkunde (Band 80), Nr. 11, Seite 449-455.
- [128] Leiting, S; Assenmacher, S.; Brauer, H; Obertacke, U und Voggenreiter, G (2001): Gewebsreaktion auf Titanpartikel-Histologische Untersuchungen an Plattenbettgewebe (LC-DCP), Mat.-wiss.u.Werkstofftech., Nr. 32, Seite 172-177.
- [129] Lüthi, U. K.; Rahn, B. A. und Perren, S. M. (1982): Implants and intracortical vascular disturbances., 28th Annual ORS Meeting, Seite 337.
- [130] Matter, P. und Burch, H. B. (1990): Clinical experience with titanium implants, especially with the limited contact dynamic compression plate system, Arch.Orthop.Trauma Surg. (Band 109), Nr. 6, Seite 311-313. URL: PM:2073448
- [131] Matter, P.; Burch, H. B. und Schütz, M. (1991): Clinical experience with pure titanium and LC-DCP plates, Perren, S. M., The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application , Seite 36-37, Injury 22 Suppl 1.
- [132] Meachim, G. und Williams, D. F. (1973): Changes in nonosseous tissue adjacent to titanium implants, J.Biomed.Mater.Res. (Band 7), Nr. 6, Seite 555-572. URL: PM:4589049
- [133] Mears, D. C. (1979): Materials and orthopaedic surgery, Williams & Wilkins, Baltimore.
- [134] Melcher, G. A.; Claudi, B.; Schlegel, U.; Perren, S. M. ; Printzen, G. und Munzinger, J. (1994): Influence of type of medullary nail on the development of local infection. An experimental study of solid and slotted nails in rabbits, J.Bone Joint Surg.Br. (Band 76), Nr. 6, Seite 955-959. URL: PM:7983127
- [135] Melcher, G. A.; Hauke, C. ; Metzendorf, A.; Perren, S. M.; Printzen, G.; Schlegel, U. und Ziegler, W. J. (1996): Infection after intramedullary nailing: an experimental investigation on rabbits, Injury (Band 27 Suppl 3), Seite 23-26. URL: PM:9039350

- [136] Melcher, G. A.; Metzdorf, A.; Schlegel, U.; Ziegler, W. J.; Perren, S. M. und Printzen, G. (1995): Influence of reaming versus nonreaming in intramedullary nailing on local infection rate: experimental investigation in rabbits, J Trauma (Band 39), Nr. 6, Seite 1123-1128. URL: PM:7500406
- [137] Merchan, E. C.; Maestu, P. R. und Blanco, R. P. (1992): Blade-plating of closed displaced supracondylar fractures of the distal femur with the AO system, J.Trauma (Band 32), Nr. 2, Seite 174-178. URL: PM:1740797
- [138] Merkel, K. D. und Johnson, E. W., Jr. (1986): Supracondylar fracture of the femur after total knee arthroplasty, J.Bone Joint Surg.Am. (Band 68), Nr. 1, Seite 29-43. URL: PM:3941120
- [139] Miclau, T.; Remiger, A.; Tepic, S.; Lindsey, R. und McIff, T. (1995): A mechanical comparison of the dynamic compression plate, limited contact-dynamic compression plate, and point contact fixator, J.Orthop.Trauma (Band 9), Nr. 1, Seite 17-22. URL: PM:7714649
- [140] Mize, R. D. (1989): Surgical management of complex fractures of the distal femur, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 240, Seite 77-86. URL: PM:2645079
- [141] Mize, R. D.; Bucholz, R. W. und Grogan, D. P. (1982): Surgical treatment of displaced, comminuted fractures of the distal end of the femur, J.Bone Joint Surg.Am. (Band 64), Nr. 6, Seite 871-879. URL: PM:7085714
- [142] Modny, M. T. und Bambara, J. (1953): The perforated cruciate intramedullary nail , J Am Geriatr Soc (Band 1), Seite 579-588.
- [143] Moran, C. A.; Mullick, F. G.; Ishak, K. G.; Johnson, F. B. und Hummer, W. B. (1991): Identification of titanium in human tissues: probable role in pathologic processes , Hum.Pathol. (Band 22), Nr. 5, Seite 450-454. URL: PM:2032695
- [144] Moran, M. C.; Brick, G. W.; Sledge, C. B.; Dysart, S. H. und Chien, E. P. (1996): Supracondylar femoral fracture following total knee arthroplasty, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 324 , Seite 196-209. URL: PM:8595756
- [145] Müller, M. E.; Allgöwer, M und Willenegger, H (1963): Technik der operativen Frakturenbehandlung, Springer Verlag, Berlin.
- [146] Müller, M. E. und Perren, S. M. (1972): Callus und primäre Knochenheilung, Monatsschr Unfallheilkd (Band 75), Seite 442-454.
- [147] Müller, ME; Allgöwer, M; Schneider, R und Willenegger, H (1991): Manual of internal fixation, 3rd Edition Springer Verlag.

- [148] Nassutt, R. und Morlock, M. M. (1999): Mechanische Überprüfung der Winkelstabilität von internen Fixateuren und winkelstabilen Plattensystemen, Trauma Berufskrankh (Band 1), Seite 398-401.
- [149] Neer, C. S.; Grantham, S. A. und Shelton, M. L. (1967): Supracondylar fracture of the adult femur. A study of one hundred and ten cases, J.Bone Joint Surg.Am. (Band 49), Nr. 4, Seite 591-613. URL: PM:6025996
- [150] Olerud, S. (1972): Operative treatment of supracondylar--condylar fractures of the femur. Technique and results in fifteen cases, J Bone Joint Surg Am (Band 54), Nr. 5, Seite 1015-1032. URL: PM:5057097
- [151] Ostrum, R. F.; Agarwal, A.; Lakatos, R. und Poka, A. (2000): Prospective comparison of retrograde and antegrade femoral intramedullary nailing, J Orthop Trauma (Band 14), Nr. 7, Seite 496-501.
- [152] Ostrum, R. F. und Geel, C. (1995): Indirect reduction and internal fixation of supracondylar femur fractures without bone graft, J.Orthop.Trauma (Band 9), Nr. 4, Seite 278-284. URL: PM:7562148
- [153] Perren, S. M. (1991): The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application, Injury (Band 22 Suppl 1), Seite 1-41. URL: PM:1806522
- [154] Perren, S. M. (1992): Biomechanische Grundlagen der Frakturbehandlung, Orthopäde (Band 21), Seite 3-10.
- [155] Perren, S. M. (1997): Interaktion zwischen Gewebe und Implantat in der Frühphase der Frakturbehandlung , Hefte Unfallheilkd. (Band 261), Seite 117-135.
- [156] Perren, S. M. und Buchanan, J (1995): Basic concepts relevant to the design and development of the point contact fixator (PC-Fix), Injury (Band 26 Suppl 2), Seite B1-B4.
- [157] Perren, S. M. und Cordey, J. (1977): Die Gewebsdifferenzierung in der Frakturheilung, Unfallheilkd (Band 80), Seite 161-164.
- [158] Perren, S. M.; Cordey, J. ; Rahn, B. A.; Gautier, E. und Schneider, E. (1988): Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection?, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 232, Seite 139-151. URL: PM:3289811
- [159] Perren, S. M.; Huggler, A ; Russenberger, M.; Straumann, F; Müller, M. E. und Allgöwer, M (1961): Cortical bone healing, Acta Orthop.Scand.Suppl (Band 125).
- [160] Perren, S. M.; Russenberger, M.; Steinemann, S.; Müller, M. E. und Allgöwer, M. (1969): A dynamic compression plate, Acta Orthop.Scand.Suppl (Band 125), Seite 31-41. URL: PM:5270606

- [161] Pohler, O. E. M. (1983): Degradation of metallic orthopedic implants, Rubin, L. R. , Biomaterials in Reconstructive Surgery , Seite 158-228, The C.V.Mosby Company.
- [162] Potter, T. A.; Weinfeld, M. S. und Thomas, W. H. (1972): Arthroplasty of the knee in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. A follow-up study after implantation of the McKeever and MacIntosh prostheses, J Bone Joint Surg Am (Band 54), Seite 1-24.
- [163] Predieri, M.; Gautier, E. ; Sutter, F; Tepic, S. und Perren, S. M. (1990): Vermeidung der Porose unter Osteosyntheseplatten, Acta med.Austriaca (Band 40), Nr. Suppl, Seite 48-49.
- [164] Pritchett, J. W. (1984): Supracondylar fractures of the femur, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 184, Seite 173-177.
- [165] Reale, F.; Gambacorta, D. und Mencattini, G. (1979): Iliac crest fracture after removal of two bone plugs for anterior cervical fusion. Case report, J Neurosurg. (Band 51), Nr. 4, Seite 560-561. URL: PM:383912
- [166] Reynolds, A. F., Jr.; Turner, P. T. und Loeser, J. D. (1978): Fracture of the anterior superior iliac spine following anterior cervical fusion using iliac crest. Case report, J Neurosurg. (Band 48), Nr. 5, Seite 809-810. URL: PM:347036
- [167] Rhinelander, F. W. (1965): Some Aspects of the Microcirculation of Healing Bone, Clinical Orthopaedics And Related Research (Band 40), Seite 12-16.
- [168] Rhinelander, F. W. (1968): The normal microcirculation of diaphyseal cortex and its response to fracture, J Bone Joint Surg Am (Band 50), Nr. 4, Seite 784-800.
- [169] Rhinelander, F. W. (1974): The normal circulation of bone and its response to surgical intervention, J Biomed Mater Res (Band 8), Nr. 1, Seite 87-90 .
- [170] Ricci, W. M.; Bellabarba, C.; Evanoff, B.; Herscovici, D. ; Di Pasquale, T. und Sanders, R. (2001): Retrograde versus antegrade nailing of femoral shaft fractures, J Orthop Trauma (Band 15), Nr. 3, Seite 161-169.
- [171] Richards, R. G. (1996): The effect of surface roughness on fibroblast adhesion in vitro, Injury (Band 27 Suppl 3), Seite 38-43.
- [172] Ries, M. D. (1996): Intraoperative modular stem lengthening to treat periprosthetic femur fracture, J.Arthroplasty (Band 11), Nr. 2, Seite 204-205. URL: PM:8648318
- [173] Riggins, R. S.; Garrick, J. G. und Lipscomb, P. R. (1972): Supracondylar fractures of the femur. A survey of treatment, Clinical Orthopaedics And Related Research (Band 82), Seite 32-36.
- [174] Ritter, M. A. und Stringer, E. A. (1979): Predictive range of motion after total knee replacement, Clinical Orthopaedics And Related Research, Nr. 143, Seite 115-119. URL: PM:509811

- [175] Ritzel, H.; Amling, M.; Posl, M.; Hahn, M. und Delling, G. (1997): The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: a histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens, *J Bone Miner Res* (Band 12), Seite 89-95.
- [176] Ruter, A. und Kotter, A. (1996): Frakturen des distalen Femurs, *Unfallchirurg* (Band 99), Nr. 7, Seite 510-519.
- [177] Sanders, R.; Regazzoni, P. und Ruedi, T. P. (1989): Treatment of supracondylar-intracondylar fractures of the femur using the dynamic condylar screw, *J.Orthop.Trauma* (Band 3), Nr. 3, Seite 214-222. URL: PM:2809822
- [178] Sawin, P. D.; Traynelis, V. C. und Menezes, A. H. (1998): A comparative analysis of fusion rates and donor-site morbidity for autogeneic rib and iliac crest bone grafts in posterior cervical fusions, *J Neurosurg.* (Band 88), Nr. 2, Seite 255-265. URL: PM:9452233
- [179] Schandelmaier, P.; Partenheimer, A.; Koenemann, B.; Grün, O. A. und Krettek, C. (2001): Distal femoral fractures and LISS stabilization, *Injury* (Band 32 Suppl 3), Seite 55-63.
- [180] Schandelmaier, P.; Stephan, C.; Krettek, C. und Tschern, H. (2000): Distale Femurfrakturen, *Unfallchirurg* (Band 103), Nr. 6, Seite 428-436.
- [181] Schatzker, J. und Lambert, D. C. (1979): Supracondylar fractures of the femur, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 138, Seite 77-83. URL: PM:445921
- [182] Schenk, R und Willenegger, H (1963): Zum histologischen Bild der sogenannten Primärheilung der Knochenkompakta nach experimentellen Osteotomien am Hund, *Experientia* (Band 19), Seite 593-595.
- [183] Schenk, R. K. (1978): Die Histologie der primären Knochenheilung im Lichte neuer Konzeptionen über den Knochenumbau, *Unfallheilkd* (Band 81), Seite 219-227.
- [184] Schliephake, H.; Reiss, G.; Urban, R.; Neukam, F. W. und Guckel, S. (1993): Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study, *Int.J.Oral Maxillo-fac.Implants.* (Band 8), Nr. 5, Seite 502-511. URL: PM:8112789
- [185] Schmelzeisen, H (1990): Der Bohrvorgang in der Kortikalis, *Hefte.Unfallheilkd.* (Band 209), Seite 1-102.
- [186] Schmidtman, U.; Knopp, W.; Wolff, C. und Sturmer, K. M. (1997): Ergebnisse der elastischen Plattenosteosynthese einfacher Femurfrakturen beim Polytrauma, *Unfallchirurg* (Band 100), Nr. 12, Seite 949-956. URL: PM:9492641
- [187] Schmit-Neuerburg, K. P.; Hanke, J. und Assenmacher, S. (1989): Osteosynthese der distalen Femurfraktur, *Chirurg* (Band 60), Nr. 11, Seite 711-722. URL: PM:2684565

- [188] Schnee, C. L.; Freese, A. ; Weil, R. J. und Marcotte, P. J. (1997): Analysis of harvest morbidity and radiographic outcome using autograft for anterior cervical fusion, *Spine* (Band 22), Nr. 19, Seite 2222-2227. URL: PM:9346142
- [189] Schneider, E.; Wimmer, M. A. und Nassutt, R. (1996): Das Abriebverhalten von Prothesenoberflächen im Knochenlager, *Tribologie Schmierungstechnik* (Band 5), Seite 21-23.
- [190] Schöne, G. (1913): Zur Behandlung von Vorderarmfrakturen mit Bolzung, *Münch Med Wochenschr* (Band 60), Seite 2327.
- [191] Schulz, G und Manns, M (1992): Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Osteoporose, Osteoporose. Auflage , Thieme, Stuttgart New York.
- [192] Schütz, M.; Müller, M.; Krettek, C.; Höntzsch, D ; Regazzoni, P; Ganz, R und Haas, N (2001): Minimally invasive fracture stabilization of distal femoral fractures with LISS: A prospective multicenter study
Results of a clinical study with special emphasis on difficult cases, *Injury* (Band 32 Suppl 3), Seite 48-54.
- [193] Seebeck, J.; Lill, C.; Morlock, M. M. und Schneider, E. (1999): Implantatverankerung in osteoporotischen Knochen mittels monokortikaler Schrauben, *Trauma Berufskrankh* (Band 1), Seite 411-414.
- [194] Seinsheimer, F. (1980): Fractures of the distal femur, *Clinical Orthopaedics And Related Research*, Nr. 153, Seite 169-179.
- [195] Sevitt, S (1981): Bone repair and fracture healing in man, Edinburgh London.
- [196] Shetty, R. H. und Ottersberg, W. H. (1995): Metals in orthopedic surgery, Wise, D. L., *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering* , Part B, vol. 1. Auflage, Seite 509-540, Marcel Dekker, New York.
- [197] Siliski, J. M.; Mahrng, M. und Hofer, H. P. (1989): Supracondylar-intercondylar fractures of the femur. Treatment by internal fixation, *J.Bone Joint Surg.Am.* (Band 71), Nr. 1, Seite 95-104. URL: PM:2913008
- [198] Smith-Petersen, M. N.; Cave, E. und Vangorder, G. W. (1931): Intracapsular fractures of the neck of the femur. Treatment by internal fixation, *Arch Surg* (Band 23), Seite 715-759.
- [199] Smith, J. S. und Watts, H. G. (1998): Methods for locating missing patients for the purpose of long-term cinical studies, *J Bone Joint Surg Am* (Band 80), Seite 431-438.
- [200] Sochart, D. H. und Hardinge, K. (1997): Nonsurgical management of supracondylar fracture above total knee arthroplasty. Still the nineties option, *J.Arthroplasty* (Band 12), Nr. 7, Seite 830-834. URL: PM:9355015

- [201] Statistisches Landesamt Berlin (2001): Pressemitteilung 188/01. URL: www.statistik-berlin.de/pms2000/sg04/2001/01-10-11a.html
- [202] Staubli, A. E. (1978): Auswertung der dokumentierten Osteosynthesen mit der dynamischen Kompressionsplatte aus Titan, Universität Basel.
- [203] Steinemann, S. und Mäusli, P. A. (1988): Titanium alloys for surgical implants - Biocompatibility from physicochemical principles., Sixth World Conference on Titanium.
- [204] Steinemann, S. and Perren, S. M. (1977):
- [205] Stewart, M. J.; Sisk, T. D. und Wallace, S. L. (1966): Fractures of the distal third of the femur, J.Bone Joint Surg., Nr. 48-A, Seite 784-807.
- [206] Stürmer, K. M. (1996): Die elastische Plattenosteosynthese, ihre Biomechanik, Indikation und Technik im Vergleich zur rigiden Osteosynthese, Unfallchirurg (Band 99), Seite 816-829.
- [207] Stürmer, K. M. (1996): Pathophysiologie der gestörten Frakturheilung, Orthopäde (Band 25), Seite 386-393.
- [208] Stürmer, K. M. und Scholten, J (1989): Periostschädigung oder Stress-protection als Ursache der Porose im Plattenlager? Ein tierexperimenteller Rechts-Links-Versuch, Hefte.Unfallheilkd. (Band 207), Seite 255-256.
- [209] Summers, B. N. und Eisenstein, S. M. (1989): Donor site pain from the ilium. A complication of lumbar spine fusion, J Bone Joint Surg Br (Band 71), Nr. 4, Seite 677-680. URL: PM:2768321
- [210] Sutter, F und Raveh, J (1988): Titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system for bridging of lower jaw defects; biomechanical aspects, Int.J.oral Maxillofac.Surg., Nr. 17, Seite 267-274.
- [211] Swiontkowski, M. F.; Hansen, S. T. und Kellam, J. (1984): Ipsilateral fractures of the femoral neck and shaft, J Bone Joint Surg Am (Band 66), Seite 260-268.
- [212] Tegner, Y. und Lysholm, J. (1985): Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries, Clinical Orthopaedics And Related Research (Band 198), Seite 43-49. URL: PM:4028566
- [213] Tepic, S. und Perren, S. M. (1995): The biomechanics of the PC-Fix internal fixator, Injury (Band 26 Suppl 2), Seite 5-10.
- [214] Tepic, S.; Predieri, M.; Plavlanic, M und et al (1992): Internal fixation with minimal plate-to-one contact, Trans Orthop Res Soc (Band 17), Seite 54-54.
- [215] Tepic, S.; Remiger, A. R. ; Morikawa, K.; Predieri, M. und Perren, S. M. (1997): Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a two-year follow-up, J.Orthop.Trauma (Band 11), Nr. 1, Seite 14-23. URL: PM:8990027

- [216] Thielemann, F. W.; Blerch, E. und Holz, U. (1988): Die Plattenosteosynthese der Femurschaftfraktur unter Beachtung biologischer Gesichtspunkte, Unfallchirurg (Band 91), Nr. 9, Seite 389-394. URL: PM:3187545
- [217] Thull, R (1983): Oberflächen an Implantaten unter Funktionsbedingungen, Z Biomed Technik (Band 28 Suppl).
- [218] Tonino, A. J.; Davidson, C. L.; Klopfer, P. J. und Linclau, L. A. (1976): Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs, J Bone Joint Surg Br (Band 58), Nr. 1, Seite 107-113. URL: PM:1270486
- [219] Tornetta, P. und Tiburzi, D. (2000): Reamed versus nonreamed anterograde femoral nailing, J Orthop Trauma (Band 14), Nr. 1, Seite 15-19.
- [220] Trentz, O.; Tscherne, H. und Oestern, H. J. (1977): Operationstechnik und Ergebnisse bei distalen Femurfrakturen, Unfallheilkunde (Band 80), Nr. 11, Seite 441-448. URL: PM:595219
- [221] Tscherne, H.; Oestern, H. und Trentz, O. (1977): Spätergebnisse der distalen Femurfraktur und ihre besonderen Probleme, Zentralbl.Chir (Band 102), Nr. 15, Seite 897-904. URL: PM:919836
- [222] Tscherne, H. und Oestern, H. J. (1982): Die Klassifizierung des Weichteilschadens bei offenen und geschlossenen Frakturen, Unfallheilkunde. (Band 85), Nr. 3, Seite 111-115. URL: PM:7090085
- [223] U.S.Department of Health and Human Services/Public Health Service (1996): Incidence and Costs to Medicare of Fractures Among Medicare Beneficiaries Aged >65 Years, Morbidity and Mortality Weekly Report (Band 45), Nr. 41, Seite 877-883.
- [224] Uthoff, H. K.; Bardos, D. I. und Liskova-Kiar, M (1981): The advantages of titanium alloy over stainless steel plates for the internal fixation of fractures, J Bone Joint Surg Br (Band 63), Seite 427-434 .
- [225] Uthoff, H. K. und Dubuc, F. L. (1971): Bone structure changes in the dog under rigid internal fixation, Clinical Orthopaedics And Related Research (Band 81), Seite 165-170.
- [226] Ungersbock, A.; Pohler, O. E. und Perren, S. M. (1996): Evaluation of soft tissue reactions at the interface of titanium limited contact dynamic compression plate implants with different surface treatments: an experimental sheep study, Biomaterials (Band 17), Nr. 8, Seite 797-806. URL: PM:8730964
- [227] Urban, R. M.; Jacobs, J. J.; Gilbert, J. L. und Galante, J. O. (1994): Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings, J Bone Joint Surg Am (Band 76), Nr. 9, Seite 1345-1359. URL: PM:8077264

- [228] Venable, C. S. und Stuck, W. G. (1947): The Internal Fixation of Fractures, Springfield, IL.
- [229] Walcher, F.; Frank, J. und Marzi, I. (2000): Retrograde nailing of distal femoral fracture - clear and potential indications, Eur J Trauma (Band 26), Seite 155-168.
- [230] Wenda, K.; Degreif, J.; Runkel, M. und Ritter, G. (1994): Zur Technik der Plattenosteosynthese des Femurs, Unfallchirurg (Band 97), Nr. 1, Seite 13-18. URL: PM:8153636
- [231] Wenda, K.; Ritter, G.; Degreif, J. und Rudigier, J. (1988): Zur Genese pulmonaler Komplikationen nach Marknagelosteosynthesen, Unfallchirurg (Band 91), Nr. 9, Seite 432-435. URL: PM:3187551
- [232] Wenda, K.; Runkel, M.; Degreif, J. und Rudig, L. (1997): Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures, Injury (Band 28 Suppl 1), Seite A13-A19. URL: PM:10897283
- [233] Williams, D. F. (1994): Titanium: epitome of biocompatibility or cause for concern, J.Bone Joint Surg.Br. (Band 76), Nr. 3, Seite 348-349. URL: PM:8175831
- [234] Williams, D. F. und Meachim, G. (1974): A combined metallurgical and histological study of tissue-prosthesis interactions in orthopedic patients, J.Biomed.Mater.Res. (Band 8), Nr. 3, Seite 1-9. URL: PM:4616962
- [235] Wilson, F. C. und Venters, G. C. (1976): Results of knee replacement with the Walldius prosthesis. An interim report, Clinical Orthopaedics And Related Research (Band 120), Seite 39-46.
- [236] Wolff, J. (1986): The law of bone remodelling, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York.
- [237] Wolter, D. und Zimmer, W. (1991): Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren, Springer, Berlin.
- [238] Yamada, H. und Evans, F. G. (1970): Strength of biological materials, The William and Wilkens Company, Baltimore.
- [239] Yang, R. S.; Liu, H. C. und Liu, T. K. (1990): Supracondylar fractures of the femur, J.Trauma (Band 30), Nr. 3, Seite 315-319. URL: PM:2313750
- [240] Zehntner, M. K.; Marchesi, D. G.; Burch, H. und Ganz, R. (1992): Alignment of supracondylar/intercondylar fractures of the femur after internal fixation by AO/ASIF technique, J.Orthop.Trauma (Band 6), Nr. 3, Seite 318-326. URL: PM:1403251
- [241] Zenker, H.; Hepp, W.; Ungethum, M. und Bruns, H. (1975): Sind von einer sogenannten elastischen Osteosyntheseplatte gegenüber einer starren Platte Vorteile für die Knochenbruchheilung zu erwarten?, Z Orthop Ihre Grenzgeb (Band 113), Nr. 4, Seite 765-768.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Matthias Müller
Wollankstr. 124
13187 Berlin
Geburtsdatum, -ort : 02.07.1969 in Cottbus

Ausbildung

1976 - 1986	Grundschule in Cottbus
1986 - 1989	Maschinist für Tagebaugroßgeräte mit Abitur
1989	Pflegepraktikum im Klinikum Kolkwitz
1989 - 1990	Grundwehrdienst
1990 - 1991	freiwilliger sozialer Dienst mit „Community Service Volunteers“ in England
1991 - 1997	Studium der Humanmedizin an der Charité der Humboldt-Universität zu Berlin
1996 - 1997	Praktisches Jahr Orthopädie/Traumatologie in Camarthen (Wales), Chirurgie im Kantonspital Basel (Schweiz), Innere Medizin und Traumatologie in East London (Südafrika)

Berufliche Tätigkeiten

1997 - 1999	Arzt im Praktikum im Dominikus Krankenhaus Berlin
1999 - 2001 ab 8/2001	Assistenzarzt im Dominikus Krankenhaus Berlin Promotion an der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Charité bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. M. Schütz (Direktor Prof. Dr. N. P. Haas)
ab 10/2002	wissenschaftlicher Mitarbeiter für das AO Forschungsinstitut in Davos/Schweiz in Kooperation mit der Charité

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, Matthias Müller, an Eides statt, dass

- keine staatsanwaltschaftlichen Ermittlungsverfahren anhängig sind
- weder früher noch gleichzeitig ein Promotionsverfahren angemeldet wurde
- die vorgelegte Dissertationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen wurden, sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlerinnen oder Wissenschaftlern sowie die Literatur vollständig angegeben sind